



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AUDIOMETR PRO AUDIOMETERII ČISTÝMI TÓNY

PURE TONE AUDIOMETER

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

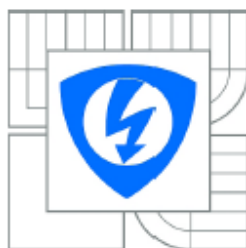
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. PETR BLAHÁK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Petr Blahák
Ročník: 2

ID: 85928
Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Audiometr pro audiometrii čistými tóny

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Rozeberte vlastnosti lidského ucha z hlediska vnímání zvuků a s možností dorozumění. Stanovte požadavky na přístroj - audiometr, který by umožňoval měření prahu slyšení pomocí čistých tónů. Na základě toho navrhnete audiometr pro měření prahu slyšení pomocí čistých tónů. Přístroj musí obsahovat obvod, který nedovolí překročení předem stanovené hodnoty akustického tlaku na ušní bubínky zkoumané osoby.

V diplomní práci musí být rozbor zadání, návrh obvodů, elektrické schéma a rozpiska součástek.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Navrátil, L., Rosina, J. a kolektiv : Medicínská biofyzika, Grada, 2005
- [2] Hybášek I.: Ušní, nosní a krční lékařství. GALÉN Praha 1999

Termín zadání: 12.10.2009

Termín odevzdání: 21.5.2010

Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

prof. Ing. Jiří Jan, CSc.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Bc. Petr Blahák
Bytem: Tvarožná 348, 66405
Narozen/a (datum a místo): 22. února 1985 v Brně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkankou fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, Csc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☒ diplomová práce
- ☐ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Audiometr pro audiometrii čistými tóny

Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: 7. června 2010

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 19. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Abstrakt

Lidský sluch slouží ke sběru informací z okolního světa a je jedním ze základních smyslů člověka. Část této diplomové práce je věnována akustice, vlastnostem lidského ucha z hlediska vnímání zvuků a metodám, kterými lidský sluch vyšetřujeme.

Audiometr je přístroj, který je nejčastěji využíván ve zdravotnictví. Nejdůležitějším obsahem této diplomové práce je návrh audiometru pro audiometrii čistými tóny, který je důležitý při subjektivním vyšetření lidského sluchu neinvazivní metodou.

Klíčová slova

audiometrie, čistý tón, lidský sluch, lidské ucho, vyšetření, akustika, zvuk, maskování šumem, šum, tón

Abstract

Human hearing is to collect information from the outside world and is one of the basic human senses. Part of this thesis is devoted to acoustics, properties of the human ear in terms of perception of sounds and methods, which human ears are investigating.

Audiometer is an instrument which is most often used in healthcare. The main content of this thesis is to design pure tone audiometer, which is important for the subjective tests of human hearing non-invasive method.

Keywords

audiometry, pure tone, human ears, human ear, testing, acoustics, noise, noise masking, tone

Bibliografická citace:

BLAHÁK, P: *Audiometr pro audiometrii čistými tóny*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 64 s.
Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař, Csc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Audiometr pro audiometrii čistými tóny jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci diplomové práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 19. května 2009

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Také děkuji své sestře Veronice a panu Antonínu Blahákoví za pomoc při konečném zpracování diplomové práce.

V Brně dne 19. května 2010

.....
podpis autora

Obsah

1. ÚVOD.....	3
2. AKUSTIKA	4
2.1 ZVUK	4
2.1.1 Vlastnosti zvuku.....	4
2.2 AKUSTICKÝ TLAK.....	4
2.3 INTENZITA ZVUKU	5
2.4 HLASITOST.....	6
2.5 EFEKT MASKOVÁNÍ.....	6
3. SLUCHOVÝ ORGÁN	7
3.1 ANATOMIE UCHA.....	7
3.1.2 Zevní ucho	7
3.1.3 Střední ucho	8
3.1.4 Vnitřní ucho	9
4. VYŠETŘOVÁNÍ SLUCHU – AUDIOMETRIE	10
4.1 VYŠETŘENÍ SLUCHOVÉHO ÚSTROJÍ	11
4.2 AUDIOMETRICKÁ KOMORA.....	11
4.3 SUBJEKTIVNÍ METODY VYŠETŘOVÁNÍ SLUCHU	11
4.3.1 Vyšetření pomocí řeči.....	11
4.3.2 Vyšetření ladičkami	11
4.3.3 Audiometrie čistými tóny.....	12
4.3.4 Řečová audiometrie	14
4.3.5 Vysokofrekvenční audiometrie	15
4.4 OBJEKTIVNÍ METODY VYŠETŘOVÁNÍ SLUCHU.....	15
4.4.1 Tympanometrie a reflex středoušních svalů	15
4.4.2 Otoakustické emise	17
4.4.3 Elektrofyziologické metody objektivní audiometrie	18
5 NÁVRH AUDIOMETRU PRO AUDIOMETRII ČISTÝMI TÓNY	21
5.1 BLOKOVÉ SCHÉMA.....	21
5.1.1 Princip činnosti	22
5.2 NÁVRH A FUNKCE JEDNOTLIVÝCH BLOKŮ	23
5.2.1 Generátor čistých tónů.....	23

5.2.2	Generátor šumu	27
5.2.3	Omezení signálu na předem zvolenou hodnotu akustického tlaku	30
5.2.4	Pásmová propust.....	33
5.2.5	Stanovení maximálního výstupního výkonu	38
5.2.6	Atenuátor	40
5.2.7	Koncový zesilovač.....	44
5.2.8	Přepínání kanálů.....	47
5.2.9	Použitá sluchátka.....	49
5.2.10	Interkomunikační kanál.....	50
5.3	NAPĚŤOVÝ ZDROJ	52
5.3.1	Energetická rozvaha	53
5.3.2	Návrh napěťového zdroje.....	54
6	ZÁVĚR.....	59
	Seznam použité literatury.....	60
	Seznam zkratek	63
	Seznam obrázků	64
	Seznam tabulek	65
	Seznam příloh.....	65

1. ÚVOD

U člověka rozeznáváme pět smyslů. Jsou jimi zrak, sluch, hmat, čich a chuť. Jsou nezbytné pro každodenní život na naší planetě a většina lidí si bez nich nedokáže život představit. Tato práce se věnuje jednomu ze smyslů, a to sluchu.

Smysly nám slouží k tomu, abychom kolem sebe poznávali, třídily a vyhodnocovali např. předměty, situace atd. Smyslem, kterým přijímáme nejvíce informací, je zrak, ale ten v naší práci není důležitý. Jak je jistě známo, sluchem vnímáme veškeré zvuky, které se vyskytují kolem nás. Tedy takové, které je sluchový orgán schopen zaznamenat. Sluch je pro nás, z výše uvedených smyslů, nejdůležitější pro komunikaci s lidmi, protože pomocí něho vnímáme myšlenky a vědomosti ostatních lidí, kteří se nám je řečí snaží přenést.

Na našem těle slouží k přijímání tónů, zvuků a jiných slyšitelných podnětů sluchové ústrojí neboli ucho. Ucho je složeno z několika částí, z nichž každá má vlastní úkol a zpracovává podněty tak, aby bylo možné převádět zvuk na elektrický signál, který může mozek zaznamenat. Tato práce je zaměřena také na popis vlastností ucha a všech jeho částí.

V uchu, jako v každé jiné části těla, mohou vznikat poruchy, které ovlivňují naše slyšení. Pro tyto poruchy existují různé metody. Jednak metody subjektivní, což jsou metody, při kterých potřebujeme, aby pacient komunikoval a podle pravdy prováděl úkoly, které po něm vyšetřující lékař požaduje. Mezi tyto metody patří vyšetření pomocí řeči a ladiček, tónová audiometrie, audiometrie řeči a vysokofrekvenční audiometrie. Dále máme metody objektivní. Objektivní metody jsou založeny na měření akčních potenciálů, které vznikají při stimulaci určité části sluchového orgánu. Tyto metody se využívají nejvíce při vyšetření, kdy pacient není schopen z nějakého důvodu komunikovat. Patří mezi ně tympanometrie, reflex středoušních svalů, otoakustická emise, ERA a elektrokochloografie. Všechny tyto metody podrobněji popíšeme dále ve vlastním textu diplomové práce.

Hlavním námětem této práce je návrh přístroje, který nazýváme audiometr. Přístroj využívá metodu audiometrie čistými tóny. Pomocí něho generujeme tóny o určité frekvenci a hlasitosti, které jsou přesně předepsány. Při jeho návrhu nesmíme opomenout, že pomocí něj vyšetřujeme člověka a musíme zajistit, aby pro něj vyšetření nebylo nepříjemné nebo dokonce nebezpečné. Abychom mohli správně přístroj navrhnout, musíme současně pochopit fyzikální základy vyšetření, proto jim budu věnovat část mé práce.

2. AKUSTIKA

Pojem akustika můžeme chápat jako nauka o zvuku. Tahle oblast lze rozdělit na tři části. Na **oblast infrazvuku**, která se pohybuje v rozmezí frekvencí 0-16 Hz, dále **oblast slyšitelného zvuku**, která připadá mezi frekvence 16 Hz až 20 kHz a nakonec **oblast ultrazvuku**, která je důležitou oblastí v lékařském prostředí jak v diagnostice, tak i v terapeutické technice. Této oblasti připadají frekvence vyšší než 20 kHz.

2.1 ZVUK

Zvuk můžeme chápat jako uspořádaný kmitavý pohyb částic prostředí, ve kterém se zvuk šíří. Můžou to být molekuly plynu, atomy pevných látek nebo také kapaliny (zvuk se ve vakuu nešíří). Kmitání částic zdroje zvuku se pomocí vzájemného působení přenáší na částice v okolí, které se rozkmitají také. Protože k přenosu dochází s určitým zpožděním, vzniká postupná vlna, která se šíří směrem od zdroje zvuku. Celý proces můžeme nazvat vlněním a to vlněním mechanickým. Lidské ucho dokáže zaznamenat zvuk v rozmezí již zmíněných frekvencí 16 Hz – 20 kHz, kde největší citlivost je kolem 1 kHz. Rozsah zaznamenávaných kmitočtů se však s věkem snižuje.

2.1.1 Vlastnosti zvuku

Zvuky mohou být pro lidský sluch též rušivé. Nepříjemný a rušivý zvuk nazýváme jako **hluk**. Označení zvuku za hluk je subjektivní, protože zvuk, který poslouchá více lidí naráz, může a nemusí být za hluk označen. Záleží na tom, jak je daný zvuk osobou vnímán, zda je považován za příjemný či nepříjemný. Hluk můžeme definovat jako neperiodické kmity, které jsou lidskému uchu nepříjemné.

Naopak pokud vzniká zvuk periodickým chvěním těles, můžeme ho nazvat jako **zvuk hudební**. Hudební zvuk hodnotíme podle výšky, síly tónu a barvy.

Barva zvuku je kritériem hodnocení, při kterém záleží na průběhu. Pokud je průběh přesně harmonický (sinusový), tak můžeme nazvat zvuk **čistým tónem**. Hudební zvuk je ve většině případů periodický, ale ne harmonický.

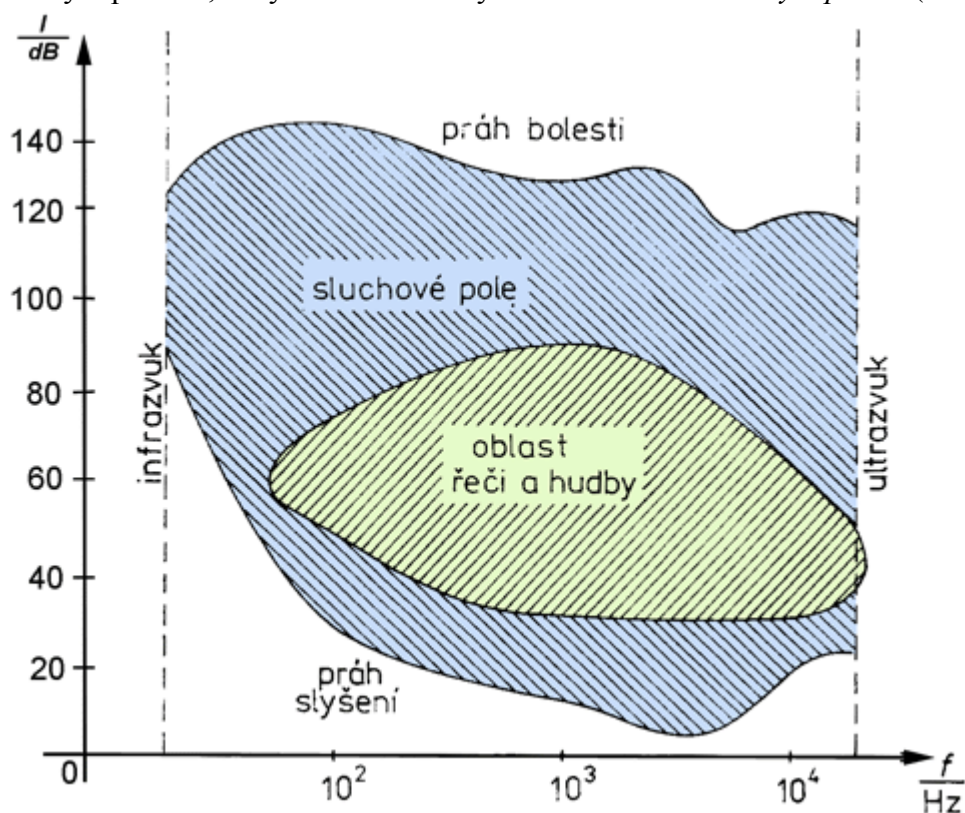
Výška zvuku je také vlastnost tónů. Tato vlastnost je dána frekvencí tónu. Podle frekvence rozlišujeme v hudbě tzv. oktávy. Pokud slyšíme daný zvuk o dvojnásobné frekvenci, tak můžeme říct, že slyšíme zvuk o oktávu vyšší.

2.2 AKUSTICKÝ TLAK

Kmitá-li v důsledku šíření zvuku některá z molekul výše zmíněného prostředí, tak v místě, ve kterém kmitá, vyvolá malé tlakové změny. Tyto změny můžeme považovat za odchylky od tlaku, který byl na daném místě před přítomností zvukových kmitů. Zmíněné změny tlaku nazýváme **akustický tlak**.

Jednou z nejdůležitějších vlastností sluchu je tzv. sluchový práh. Prahových hodnot máme několik. Při nejnižší hodnotě akustického tlaku, kdy pacient zaznamená sluchový vjem, je prahová hodnota nazvaná *práh slyšení*. *Normální práh slyšení* je průměrná hodnota prahu slyšení u pacientů s normálním sluchem. *Práh slyšení jednoduchých zvuků* a *normální práh slyšení jednoduchých zvuků*, kde jednoduchý zvuk můžeme považovat za čistý tón. Dalším pojmem je *práh bolesti*, který nastává při nejnižší hladině akustického tlaku zvuku, a vyvolá u

pacienta pocit bolesti. Poslední z prahových hodnot je *hmatový práh*. Hmatový práh vyjadřuje nejnižší hodnotu hladiny akustického tlaku čistého tónu (jednoduchého zvuku), při které nastává hmatový vjem ve sluchovém orgánu. Celou oblast zvuků, která je omezena prahem slyšení a hmatovým prahem, nazýváme oblastí slyšení nebo také *sluchovým polem* (Obr. 2.1).



Obr. 2.1: Sluchové pole (zdroj:[9])

Hodnota prahu slyšení jednoduchého zvuku není pro všechny kmitočty v oblasti slyšení stejná. Prahová hodnota akustického tlaku pro kmitočet 1000 Hz byla stanovena na $2 \cdot 10^{-5}$ Pa. Hladina akustického tlaku L je dána vztahem

$$L[dB] = 20 \cdot \log \cdot \frac{p}{p_0} ; [N \cdot m^2] \quad (\text{viz. [3]}) \quad (2.1)$$

kde p_0 je hodnota hladiny akustického tlaku při kmitočtu 1000 Hz ($p_0=2 \cdot 10^{-5}$) a p je změřený akustický tlak.

Hladina akustického tlaku stanovená podle rovnice (2.1) se nazývá absolutní a je označena zkratkou SPL (Sound Pressure Level). Hladina akustického tlaku nad normálním prahem slyšení je relativní hladina akustického tlaku a je označována zkratkou HL (Hearing Level).

2.3 INTENZITA ZVUKU

„Pro objektivní měření zvuků definujeme veličinu intenzita zvuku I jako energii zvukového vlnění, která projde za dobu jedné sekundy plochou 1 m^2 orientovanou kolmo na směr šíření zvuku [1]. Intenzitu zvuku lze vypočítat dle vztahu

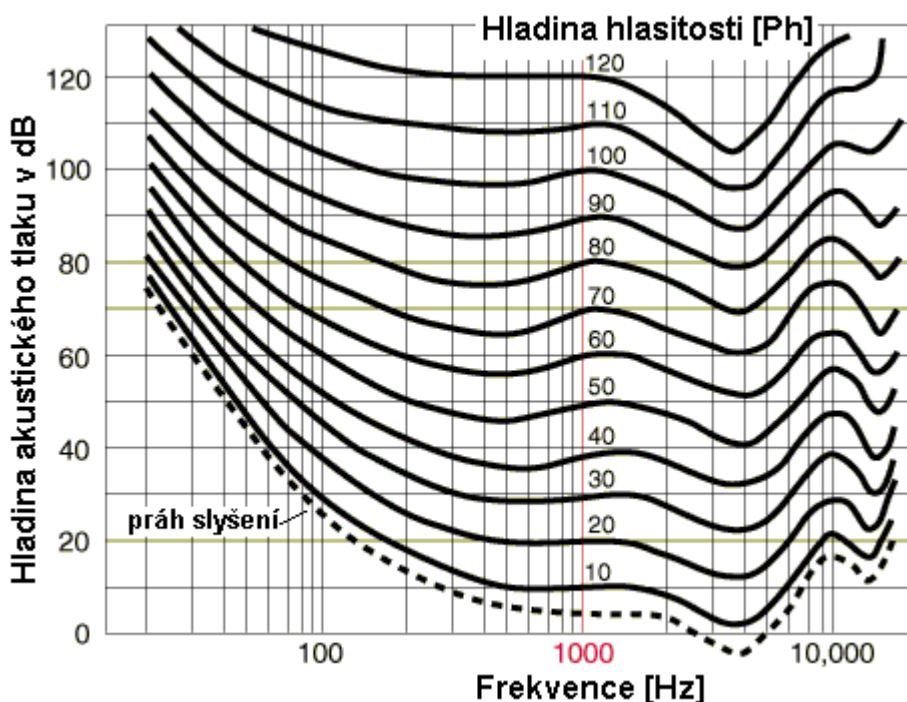
$$I = \frac{P}{S} [W \cdot m^{-2}] , \quad (\text{viz [1]}) \quad (2.2)$$

kde P je výkon zvukového vlnění a S je obsah plochy, kterou vlnění prochází.

Intenzitu zvuku, kterou můžeme považovat za referenční, je $I_0 = 10^{-12} \text{ W.m}^{-2}$. Odpovídá nejnižší prahové intenzitě, kterou zaznamená lidské ucho při kmitočtu 1000 Hz a akustickému tlaku $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$.

2.4 HLASITOST

Hlasitost je považována za subjektivní vjem zvuku související s intenzitou zvuku. Hladina hlasitosti zvuku L_N , jejíž jednotkou je 1 Ph (fón), je shodná s hladinou akustického tlaku srovnávacího tónu o kmitočtu 1000 Hz, posoudí-li posluchač s normálním sluchem hlasitost zvuku zkoumaného a srovnávacího za stejnou. Touto metodou byly získány křivky hladin stejné hlasitosti tzv. *izofóny*, (Obr 2.2, čárkovaná čára značí normální práh slyšení jednoduchých zvuků oběma ušima).



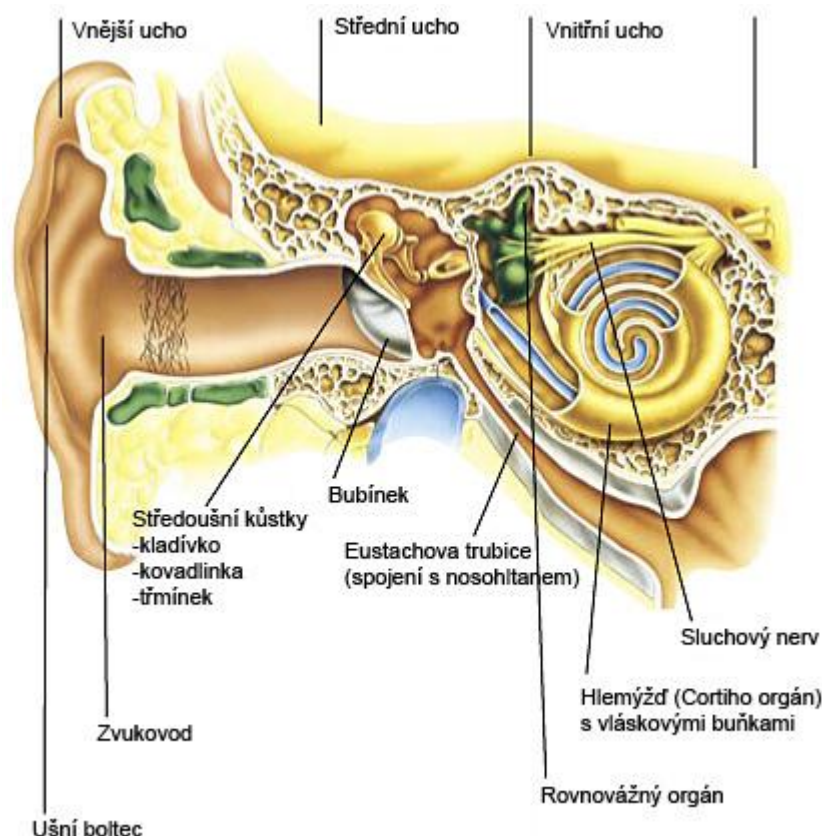
Obr. 2.2: Izofóny (zdroj: [10])

2.5 EFEKT MASKOVÁNÍ

Pokud do sluchového orgánu přicházejí současně dva zvuky a jeden z nich převládá tak, že zeslabí nebo úplně potlačí sluchový vjem druhého. Tento vzájemný účinek se nazývá maskování. Tento maskovací účinek závisí na kmitočtu a intenzitě přijímaných zvuků. Maskovací účinek využijeme v audiometrii k vyřazení nevyšetřovaného ucha, protože při velkém rozdílu sluchových prahů obou uší může dojít k přeslechu zvukového vjemu z vyšetřovaného ucha do ucha nevyšetřovaného. K maskování využíváme *pásmový šum*.

3. SLUCHOVÝ ORGÁN

Ucho nebo také sluchový analyzátor dělíme na dvě části a to na periferní část a centrální část. Periferní část se nachází převážně ve spánkové kosti a je tvořena zevním, středním a vnitřním uchem a sluchově rovnovážným nervem. Centrální část má dvě části a to sluchovou dráhu, rovnovážnou dráhu a příslušná centra. Řez sluchovým orgánem je vidět na obrázku (Obr.3.1).



Obr. 3.1: Řez sluchovým orgánem (zdroj:[11])

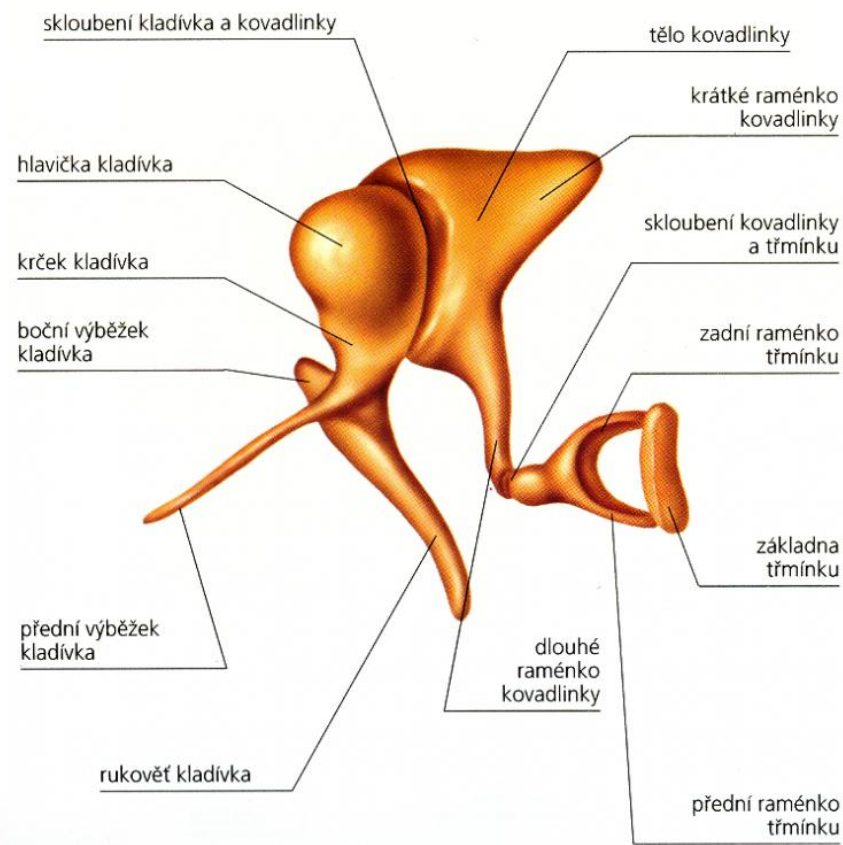
3.1 ANATOMIE UCHA

3.1.2 Zevní ucho

Zevní ucho je tvořeno ušním boltcem a zevním zvukovodem. Boltce má charakteristický tvar, velikost a úhel, který svírá s rovinou hlavy (do 40°). Podkladem boltce, s výjimkou ušního lalůčku, je elastická chrupavka potažená jemnou kůží. Zvukovod je trubice oválného průřezu, která má esovitý tvar. Délka zvukovodu je přibližně 22 mm. Postranní část zvukovodu je tvořena chrupavkou, ve které jsou chloupky a žlázy. Žlázy produkují voskovitý hnědý ušní maz. Středí část zvukovodu je tvořena kostí.

3.1.3 Střední ucho

Střední ucho je umístěno ve spánkové kosti a je opět rozděleno do několika částí. Těmito částmi jsou bubínek, bubínkové dutiny a převodní nitroušní kůstky, kladívko, kovádlinka a třmínek (Obr. 3.2). Celé převodní ústrojí pracuje jako zesilovač.



Obr. 3.2: Převodní nitroušní kůstky (zdroj: [12])

Bubínek je oválná blána, která předěluje zevní a střední ucho. Poněvadž přední a dolní stěna zvukovodu je delší než zadní a horní, je bubínek k ose zvukovodu postaven šikmo. Plocha bubínku je v průměru velká asi 55 mm^2 . Zvuky přenášené zvukovodem rozkmitávají bubínek (výchyly jsou velmi malé, při kmitočtu 1 kHz jsou řádově 10^{-11} m) a kmity se přes kladívko, které je připojeno jedním výběžkem k bubínku a druhým výběžkem ke kovádlince, přenáší na třmínek a následně na membránu oválného okénka hlemýždě, které má velikost přibližně 3 mm^2 . Ke střednímu uchu můžeme přiřadit i Eustachovu trubici, která je s ním funkčně spojená. Eustachova trubice spojuje středoušní dutinu s nosohltanem, a tím s okolním vzduchem. Hlavní funkcí Eustachovy trubice je vyrovnávat rozdíly tlaku mezi středním uchem a okolím (např. vyrovnání změny tlaku při stoupaní do vyšší nadmořské výšky). Ve středním uchu můžeme také najít drobné středoušní svaly, které svým napětím mění odpor středoušního aparátu, a tedy i jeho citlivost.

Jak již bylo výše zmíněno, tak plocha bubínku je několikrát větší než plocha oválného okénka. Za předpokladu, že energie procházející oběma plochami je stejná, zvětší se i akustický tlak na plochu oválného okénka. Navíc akustický tlak umocňují středoušní kůstky,

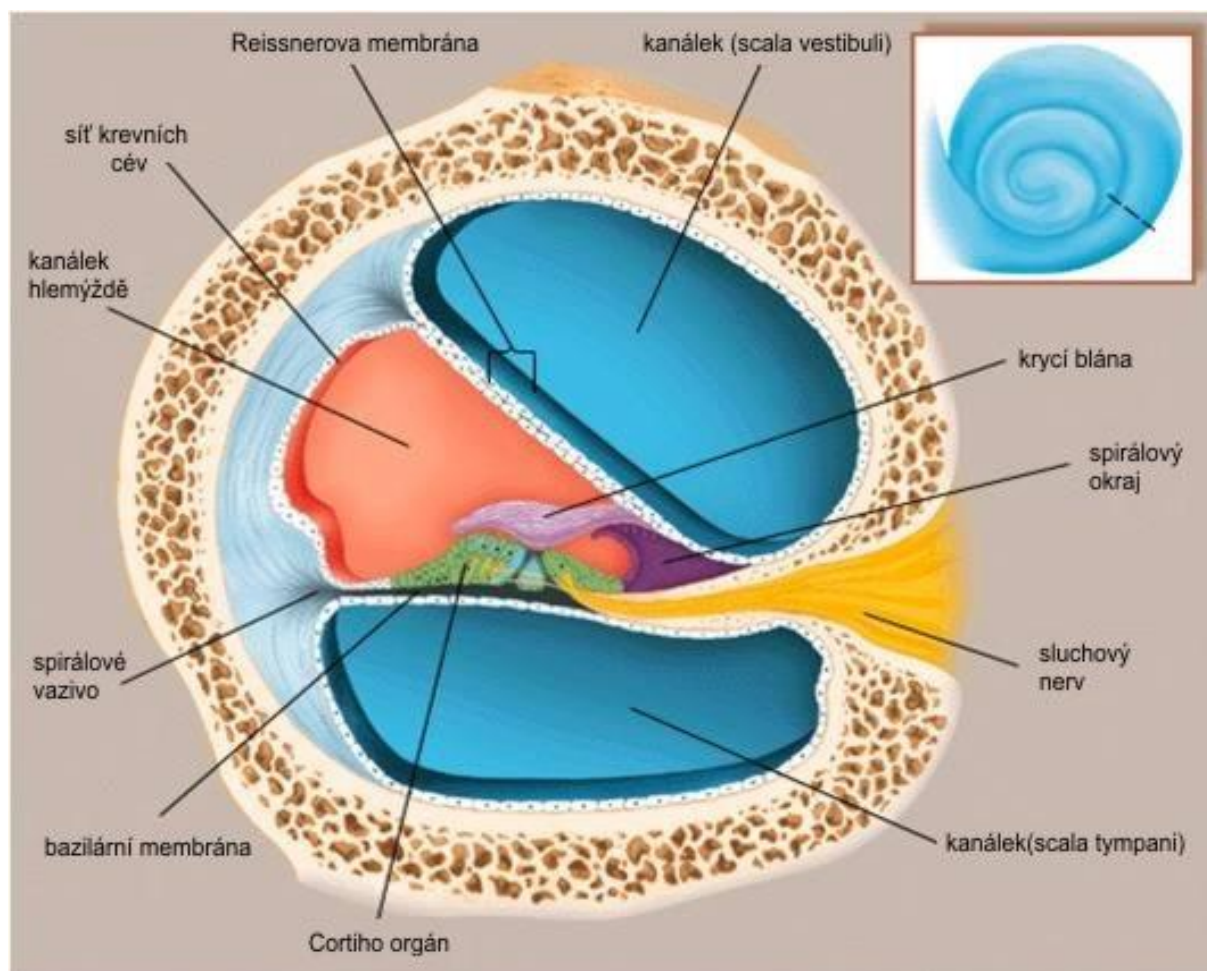
které působí jako páka. Zvětšení akustického tlaku je nutné k tomu, aby byl překonán akustický odpor tekutiny v hlemýždi ($15,7 \text{ MPa.s.m}^{-1}$) ve srovnání s podstatně menším akustickým odporem vzduchu (390 Pa.s.m^{-1}). Popsaný mechanismus je nutný, protože pokud by neexistoval, docházelo by ke ztrátě energie.

3.1.4 Vnitřní ucho

Vnitřní ucho je uloženo ve skalní kosti. Je to blanitý labyrint skládající se z vestibulárního aparátu, což je orgán sloužící k vnímání polohy hlavy vzhledem k svislému směru, a z blanitého hlemýždě (sluchové ústrojí) (Obr.3.3).

Mezi středním uchem a vnitřním uchem je spojení realizované oválným okénkem pro vstup zvukového vlnění, do kterého je zasazen ze středního ucha třmínek, a kruhovým okénkem pro výstup zvukového vlnění, které působí jako ventil na druhém konci. Okénka jsou tvořena tak, že je v nich napnuta pružná vazivová membrána.

Vnitřní ucho je zcela uzavřený prostor, který je vyplněný kapalinou – endolymfou. Jak je známo, kapaliny jsou špatně stlačitelné, proto je pružnost membrány v kruhovém okénku nezbytnou podmínkou šíření zvukových vln v endolymfě.



Obr. 3.3: Řez hlemýžděm (zdroj: [13])

Blanitý hlemýžď je rozdělen podélně na dva kanálky, které jsou spojeny na vrcholu hlemýžďe. Jeden kanálek slouží pro komunikaci s oválným okénkem a druhý pro komunikaci s okénkem kruhovým. Oba kanálky odděluje kostěná lišta, od které jsou taženy dvě membrány - bazilární a Reissnerova. Na bazilární membráně, dlouhé přibližně 3 cm, se nachází Cortiho orgán. Funkční část (receptory) Cortiho ústrojí tvoří vláskové sluchové buňky, které nasedají na bazilární membránu.

K podráždění receptorů dochází následujícím mechanismem. Zevním zvukovodem usměrněné a zesílené zvukové vlny jsou pákovým mechanismem středoušních kůstek převedeny na malou plošku třmínku, který je vsazen do oválného okénka. Třmínek rozkmitává tekutinu uvnitř hlemýžďe. Tlakové změny v endolymfě rozkmitají bazilární membránu, což má za následek podráždění vláskových sluchových buněk Cortiho orgánu a vznik akčních potenciálů (hlemýžď má také svůj vlastní klidový (kochleární) potenciál), které jsou přes sluchový nerv vedeny do centrálního analyzátoru, umístěném v mozku.

Podráždění Cortiho orgánu může vyvolat i chvění lebečních kostí, které se přenáší spánkovou kostí na hlemýžď. Tomuto vedení říkáme kostní vedení, na rozdíl od běžného vedení zvuku vzduchem. Kostní vedení se uplatňuje při slyšení vysokých tónů, při slyšení vlastního hlasu a při poruchách převodu zvuku středouším.

Bazilární membrána, která je z počátku tlustá asi 0,1 mm a postupně se rozšiřuje na tloušťku 0,6 mm, je „naladěna“ na různě vysoké tóny. V tenké části membrány na vysoké a na konci (tlustší část) na hluboké. Podle výšky přicházejícího zvuku se rozechvívá vždy ta část membrány, jejíž ladění odpovídá výšce zvuku. Kmitající úseky bazilární membrány dráždí proto vždy pouze určitou skupinu vláskových sluchových buněk. Střední kmitočty jsou rozloženy přes většinu délky Cortiho orgánu a jsou umístěny tak, že každá oktáva (lidský sluch dokáže rozlišit až 11 oktáv) zaujímá přibližně stejnou délku. Proto lidský sluch dokáže nejlépe rozlišit oblast středních kmitočtů.

Vláskové buňky jsou opředeny nervovými vlákny a vzruchy vzniklé drážděním vláskových buněk jsou vedeny vlákny sluchového nervu až do mozkového kmene a dále do mozkové kůry.

4. VYŠETŘOVÁNÍ SLUCHU – AUDIOMETRIE

Kvalitu sluchu hodnotíme subjektivním nebo objektivním vyšetřením -audiometrií. Jako subjektivní metody můžeme považovat vyšetření pomocí řeči, vyšetření ladičkami, audiometrii čistými tóny, audiometrii řeči a vysokofrekvenční audiometrii. Objektivní audiometrie využívá měření akustické impedance převodního systému a výbavnosti reflexu středoušních svalů [3]. Mezi objektivní metody patří otoakustické emise, tympanometrie a elektrofyziologické metody.

4.1 VYŠETŘENÍ SLUCHOVÉHO ÚSTROJÍ

Provádí se vyšetření sluchového ústrojí tzv. otoskopie, při které pomocí „ušního zrcátka“ sledujeme zvukovod, bubínek nebo případně středouší. Touto metodou se v této práci podrobněji nebudeme zabývat.

4.2 AUDIOMETRICKÁ KOMORA

Pokud vyšetřujeme sluchový práh, je zapotřebí mít vhodné akustické prostředí. K tomuto účelu slouží audiometrická komora (také tichá komora). Audiometrická komora je profesionálním výrobkem s přesně definovanými akustickými vlastnostmi. Musí mít odhlučněné panelové konstrukce s větráním a osvětlením, speciálním oknem a dveřmi. Pro samotné vyšetření obsahuje komora sluchátka, kostní vibrátor a reproduktorovou soustavu. Pro komunikaci pacienta s lékařem komora obsahuje také mikrofon (řečová audiometrie) a patientské tlačítko, kterým pacient dává najevo, že daný čistý tón zaslechl.

4.3 SUBJEKTIVNÍ METODY VYŠETŘOVÁNÍ SLUCHU

Při subjektivním vyšetření sluchového prahu je úspěšné provedení závislé na spolupráci vyšetřované osoby. Pacient poslouchá slova nebo tóny, které slyší, nebo jsou mu prezentovány pomocí sluchátek a např. stiskem tlačítka dává najevo, že daný zvukový podnět zaznamenal.

4.3.1 Vyšetření pomocí řeči

Vyšetření pomocí řeči se provádí plným hlasem, nebo šepotem, v nehlukné, nejméně 6 m dlouhé místnosti. Slova, která se používají při vyšetřování, musí obsahovat hlásky s nízkými, středními a vysokými formanty. Za slova s nízkými formanty (hluboká) považujeme slova obsahující „-u-“, jako např. hůl, sůl, auto. Za střední formanty lze použít slova s „-a-“, „-o-“, jako např. voda, kabát, tabák, oko, kolo atd.. Vysoce znějí slova obsahující „-i-“, „-e-“ a sykavky, jako např. měsíc, tisíc, silnice, hřiště. Vyšetření se provádí monaurálně a druhé ucho musí být vyraženo. Vyšetřovaná osoba sedí vyšetřovaným uchem směrem k lékaři a jí zcloněn výhled na lékaře, aby vyšetřovaná osoba nemohla odhadnout vzdálenost. Lékař se podle toho, jak pacient opakuje slova, vzdaluje nebo přibližuje.

4.3.2 Vyšetření ladičkami

Vyšetření pomocí škály ladiček o různém kmitočtu se používá velmi vzácně. Pro orientační zjištění poruchy ve vysokých frekvencích je vhodná ladička c^5 . Zkoušky s ladičkami mají za úkol rozlišit percepční a převodní nedoslýchavost. Pro tyto účely se využívá ladička a^1 s patkou. Ladička se přiloží na kost lebky. Srovnává se slyšení kostním a vzdušným vedením.

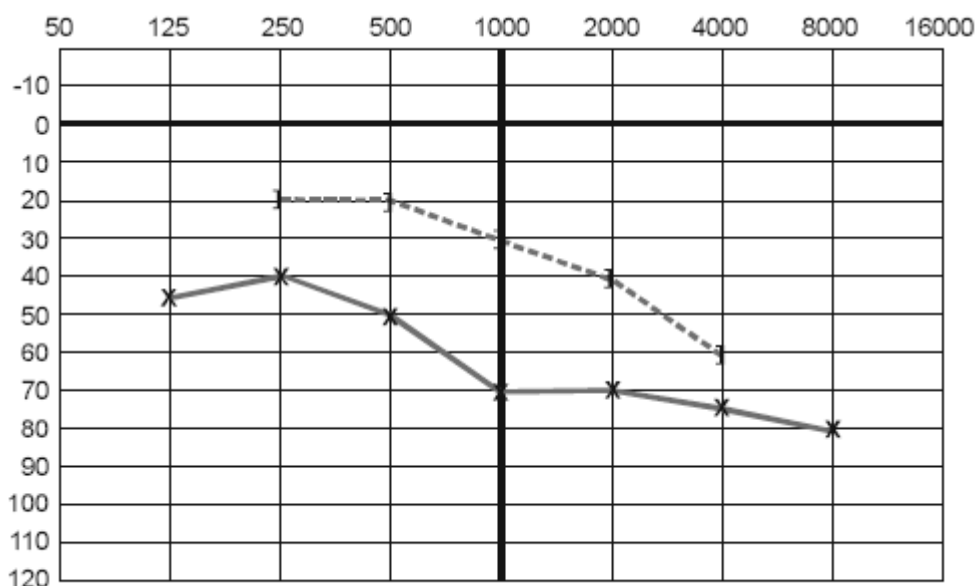
4.3.3 Audiometrie čistými tóny

Práh slyšení vyšetřujeme pro vzdušné vedení pomocí náhlavních elektrodynamických audiometrických sluchátek a pro kostní vedení se používá speciální kostní vibrátor. Pro správnost výsledků je nezbytná audiometrická komora.

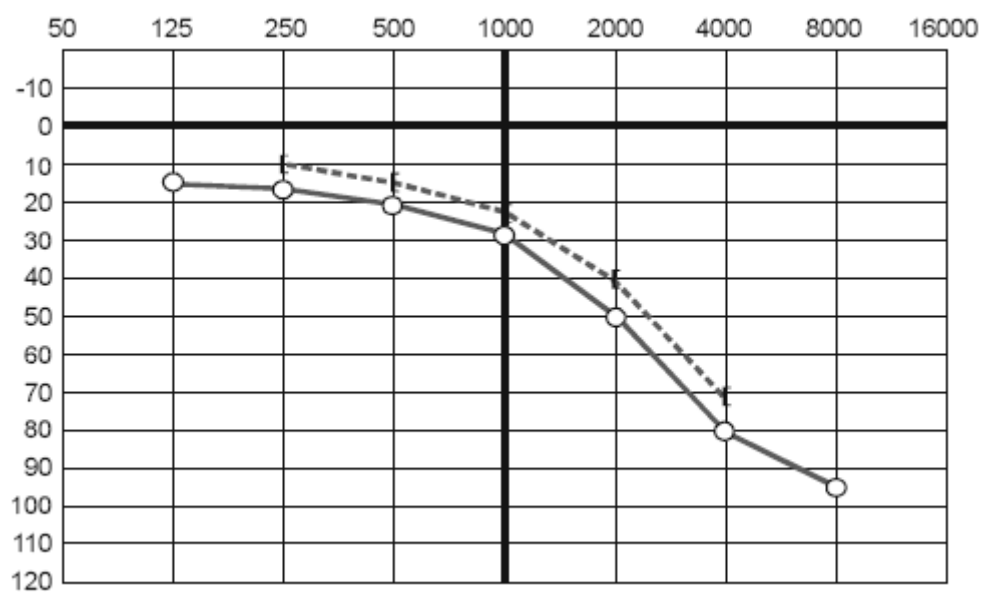
Touto metodou stanovujeme práh slyšení pro jednotlivé tóny jak vzdušným tak i kostním vedením pro každé ucho zvlášť. Kmitočty jednotlivých tónů jsou normalizovány, tedy: 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 Hz. Doporučená je řada vložených kmitočtů: 750, 1500, 3000 a 6000 Hz. Hladina zvuku se pohybuje v rozmezí -10 až 80 dB. Protože při větším sluchovém rozdílu obou uší dochází snadno, zejména u kostního vedení, k přeslýchání druhým uchem. Proto je u druhého nevyšetřovaného ucha nutné provést odstupňované maskování šumem.

Výsledek vyšetření se zapisuje do audiogramu. Vzdušné vedení se značí plnou čarou, kostní vedení čárkovaně. Pravé ucho se značí červeně. Vzdušné vedení u pravého ucha se značí symbolem „O“ a kostní vedení symbolem „[“. Levé ucho se do audiogramu vynáší modrou barvou. Vzdušné vedení u levého ucha se značí symbolem „X“ a kostní vedení symbolem „]“. Značení pomocí těchto symbolů umožňuje číst i černobílý záznam.

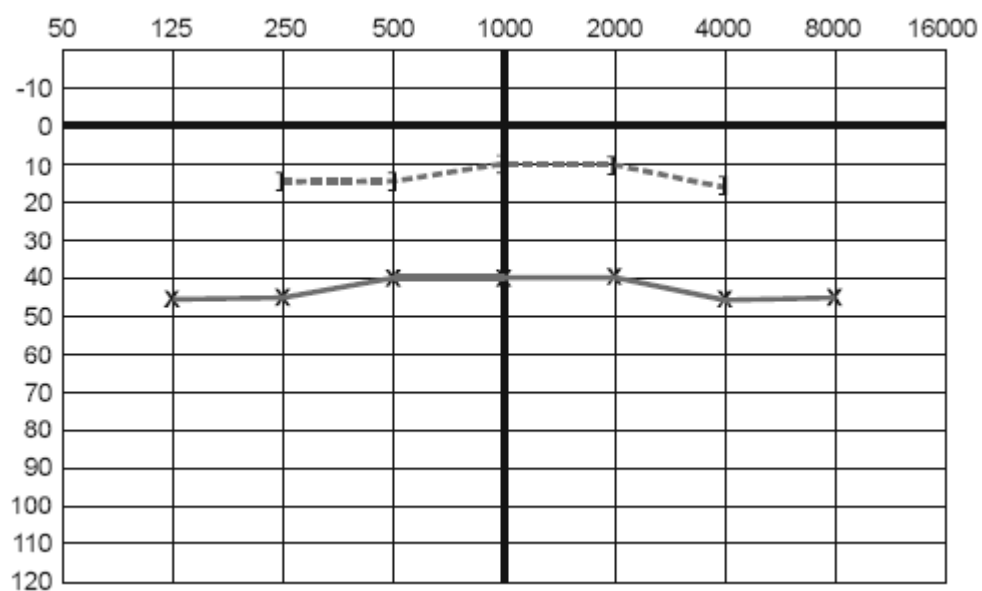
Do audiogramu se normální sluchový práh (zjištěný z určité skupiny normálně slyšících lidí) znázorňuje jako přímka v horní části grafu (0 dB) a sluchová vada nebo vzestup prahu se značí poklesem prahové křivky směrem dolů. Normální sluch je vyznačen na (Obr. 4.1). Percepční porucha sluchu se projeví sluchovou ztrátou souměrnou ve vedení kostním a vzdušném. Při této sluchové vadě je postiženo vnímání vysokých tónů a pacient slyší řeč zkresleně. Pokles tedy bývá obvykle ve vyšších tónech (Obr. 4.2). Převodní porucha sluchu (převodní nedoslýchavost) se projevuje ztrátou ve vzdušném vedení, zatímco vedení kostní je normální. Zvukové podmínky jsou kvalitativně nezměněné a je porušeno vnímání tónů nižších (Obr. 4.3). Smíšená porucha (smíšená nedoslýchavost) je kombinace převodní a percepční nedoslýchavosti (Obr. 4.4).



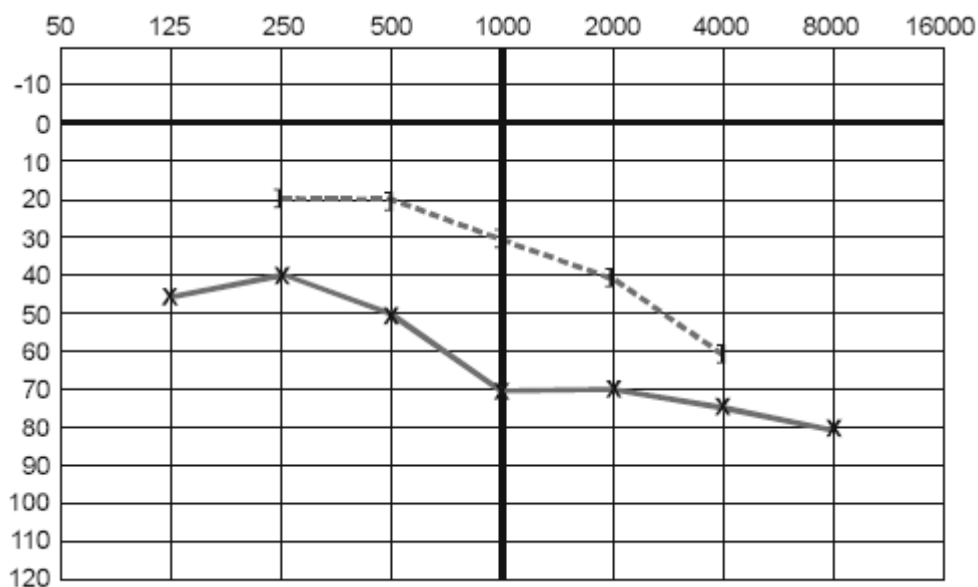
Obr. 4.1: Normální sluch (pravé ucho)



Obr. 4.2: Percepční porucha sluchu (pravé ucho)



Obr. 4.3: Převodní porucha sluchu (levé ucho)



Obr. 4.4: Smíšená porucha sluchu (levé ucho)

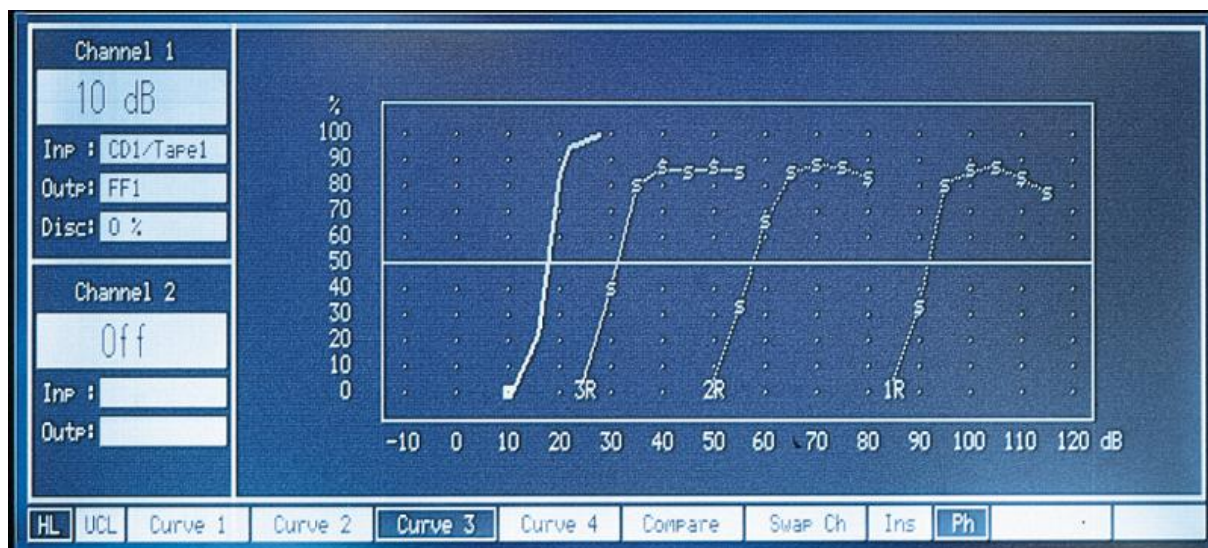
4.3.4 Řečová audiometrie

Audiometrie čistými tóny dává informaci o vyšetřované osobě, zda slyší nebo neslyší dané čisté tóny. Čisté tóny se však v běžném životě vyskytují ojediněle.

Pro více informací slouží metoda tzv. řečové audiometrie nebo také slovní audiometrie, při které se vyšetřuje, zda pacient je schopen rozumět vnímané řeči. Při této metodě se využívá speciálních slovních sestav s vyváženým zastoupením slov se středními, nízkými a vysokými formanty. Foneticky vyvážená sestava slov se nahraje na magnetofonový pásek, na CD, nebo je uložena v paměti audiometru. Tato slova o různé intenzitě se přes sluchátka prezentují pacientovi, který má za úkol reprodukovat slova opakovat. Úroveň výstupního signálu při reprodukci slov musí být taková, aby při nastavení děliče na 19,5 dB osoba, která normálně slyší, zopakovala právě 50 % reprodukováných slov. Počet správně zopakovaných slov se zaznamenává a výsledky se pro každé nastavení děliče v dB vyhodnocují v procentech. Výsledek slovní audiometrie se zaznamenává do řečového audiogramu (Obr.4.5).

Někdy se slovní audiometrie provádí v tzv. „volném zvukovém poli“. Využívá se při měření účinnosti a přizpůsobení sluchadel konkrétnímu uživateli. Volné zvukové pole je takové pole, kde ohraničení místnosti má zanedbatelný vliv na zvukové vlny. Sluchátka jsou nahrazena reproduktory, ale metodika zůstává stejná. Rozdíl mezi výsledky řečové audiometrie ve volném zvukovém poli bez sluchadla a se sluchadlem, eventuálně se změněným nastavením vlastností sluchadla ve stejných podmínkách, vyjadřuje míru efektivnosti použití a přizpůsobení sluchadla [3].

Audiometry pro audiometrii čistými tóny se poslední dobou konstruují tak, že mohou provádět vyšetření řečovou audiometrií. Audiometry obsahují jednotku pro připojení CD přehrávače nebo kazetové mechaniky.



Obr. 4.5: Řečový audiogram (zdroj: [14])

4.3.5 Vysokofrekvenční audiometrie

Audiometry pro audiometrii čistými tóny generují měřící tóny v rozmezí frekvencí 125–8000 Hz a tím podávají jen část informace o sluchu. Ale jak už víme, sluchové pole u lidí je daleko širší (až do 20000 Hz).

Vysokofrekvenční audiometry jsou určeny k měření prahu sluchu vybraných kmitočtů nad kmitočtovým pásmem běžných audiometrů až do 20 kHz. Zvýšení prahu sluchu pro vysoké kmitočty se může projevit dříve, než se objeví změny v běžném audiogramu. To může být významné pro pracovníky v hluku, pro včasnou diagnózu ototoxity léku (poškození sluchu některými léky), nebo pro dočasný posun prahu po hlukové nebo zvukové expozici (hlasitý koncert). Technickým problémem je kalibrace sluchátek pro vysoké kmitočty a opakovatelnost měření vzhledem ke kritické poloze sluchátek na boltcích posluchače. Pro účely vysokofrekvenční audiometrie byla vyvinuta speciální sluchátka.

4.4 OBJEKTIVNÍ METODY VYŠETŘOVÁNÍ SLUCHU

Provádět subjektivní metody měření u malých dětí, nespolupracujících pacientů nebo pacientů s duševní poruchou bývá obtížné. Proto se v těchto případech uplatňuje objektivní audiometrie. Mezi tyto metody patří tympanometrie, otoakustická emise a elektrokochleografie.

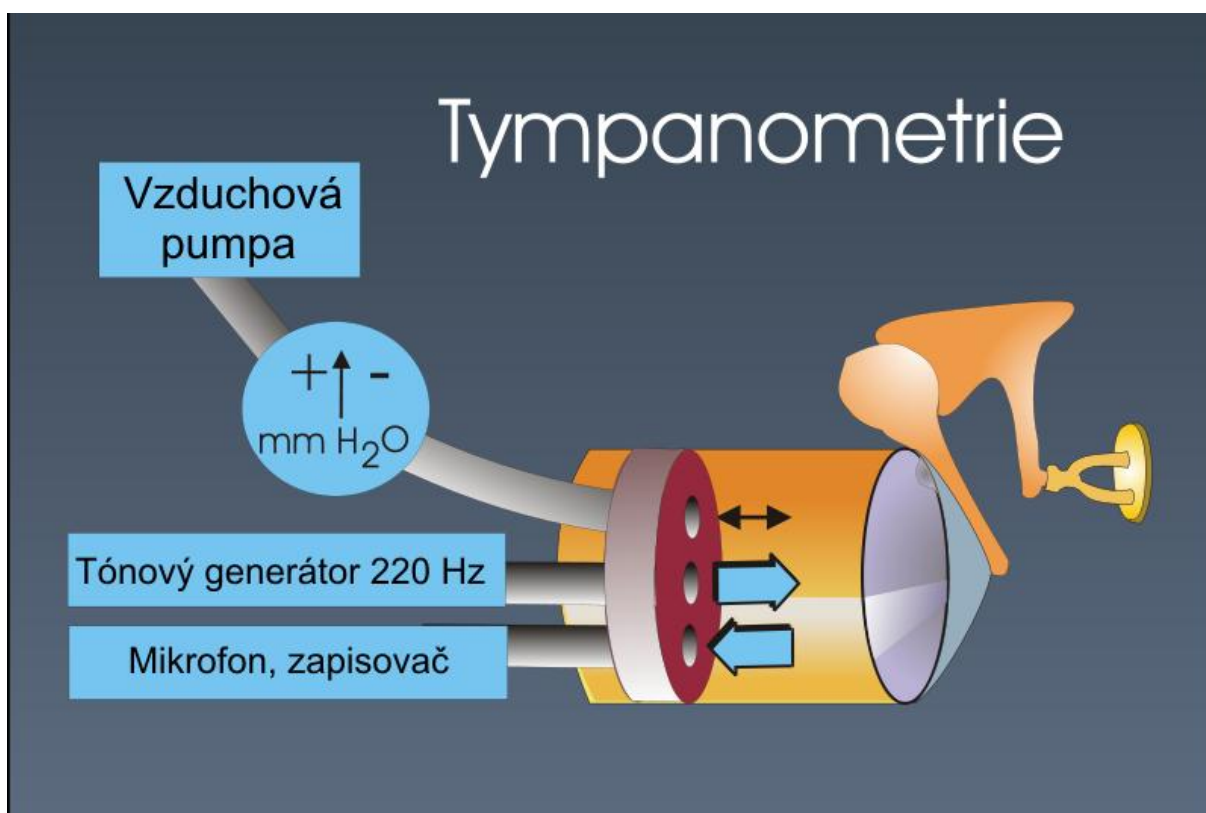
4.4.1 Tympanometrie a reflex středoušních svalů

Tympanometrie měří přímo mechanické a akustické vlastnosti bubínku a nepřímo vlastnosti středoušního transformačního systému pomocí odrazu vln [2]. Prakticky měříme množství akustické energie odražené od bubínku. Část energie dopadající na bubínek je přenášena na středoušní systém a dále do vnitřního ucha. Část akustické energie se od

bubínku odráží. Čím má bubínek větší poddajnost (compliance), tím více energie se přeneso do vnitřního ucha a naopak. Akustická poddajnost dutiny je závislá na změně tlaku vzduch.

Přístroj pro měření se nazývá tympanometr nebo také impedanční nebo imitanční audiometr. Měření probíhá tak, že zevní zvukovod je uzavřen sondou, která obsahuje tři průchozí trubičky. Jedna trubička je připojena k tónovému generátoru, z něhož přivádíme do zevního zvukovodu měřicí signál o frekvenci 220 Hz a zvukové hladině 85 dB SPL. Na druhou trubičku je připojen mikrofón, který má za úkol snímat velikost odraženého měřicího signálu. Třetí trubička slouží k vyvolání změny tlaku vzduchu pomocí speciální vzduchové pumpy. Změny tlaku jsou v rozmezí +200 daPa až -600 daPa od hodnoty atmosférického tlaku.

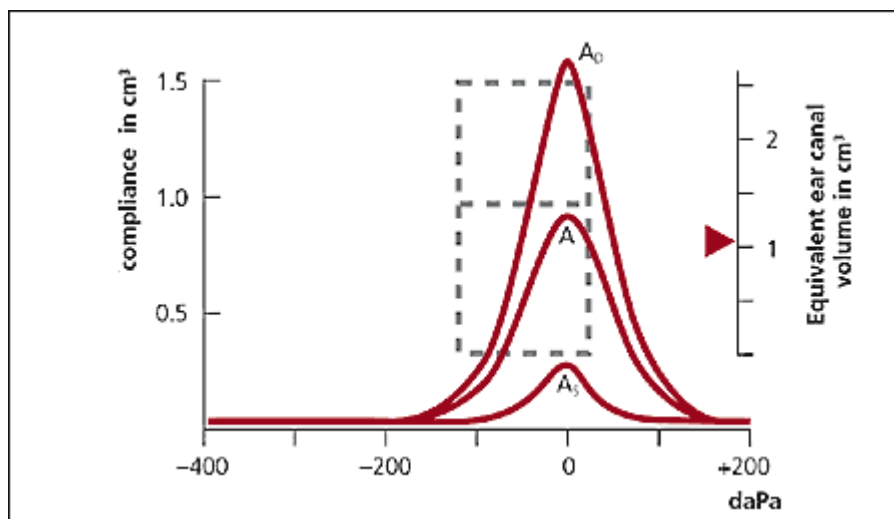
Zjednodušené schéma sondy tympanometru je na obrázku (Obr.4.6).



Obr. 4.6: Zjednodušené schéma sondy tympanometru (zdroj: [15])

Výsledkem měření je tympanogram (Obr. 4.7). Vrchol křivky (křivek) odpovídá nejvyšší poddajnosti a také odpovídá tlaku vzduchu, kdy je tlak ve středoušní dutině a tlak před bubínkem stejný.

„Určení hodnoty tlaku ve zvukovodu při nejvyšší poddajnosti je nezbytné pro vyšetření výbavnosti reflexu středoušních svalů, protože při tomto vyšetření musíme tento tlak udržovat. Metoda vyšetření reflexu středoušních svalů je založena na podvědomé reflexní výbavnosti stahu středoušních svalů, zvláště třmínkového svalu, po akustickém podnětu s hladinou asi 65 dB HL (nad prahem pro určitý kmitočet podnětu u konkrétního posluchače). Kontrakce svalů se přeneso přes řetěz sluchových kůstek až na bubínek a projeví se zvýšení tuhosti – snížení poddajnosti bubínku.“[3]



Obr. 4.7: Tympanogram (zdroj: [16])

4.4.2 Otoakustické emise

Toto vyšetření pochází z poznatku, že zdravé ucho generuje periodickým kmitáním vláskových buněk zvuky, které emituje přes středoušní mechaniku. Ty je možné přístrojem zaznamenat a analyzovat. Emise zvuku může pohltit jakákoliv porucha v převodním systému, který musí být při negativním zjištění souběžně vyšetřen tympanometricky. Tato metoda se nejčastěji využívá při screeningovém vyšetření u novorozenců.[2]

Otoakustické emise dělíme na:

- Spontánní
- Evokované

Spontánní emise (SOAE):

Jejich existence nezávisí na akustickém podnětu. Zaznamenávat je můžeme u 60% zdravých osob, ale klinické využití spontánních emisí je malé.

Evokované emise se dále dělí podle akustického podnětu:

- tranzitorní evokované emise (TEOAE)
- emise způsobené zkreslením ve sluchovém orgánu (DPOAE)

TEOAE:

Jejich klinické využití je nejčastější, protože jsou velmi stálé a lze je registrovat u 95% zdravé populace.

Je to sumární emise větší oblasti hlemýžďe vyvolaná krátkým širokopásmovým zvukovým impulsem (např. tónovým impulsem, klikem). Jako podnět se nejčastěji používá klik s latencí 4 ms. Amplituda odpovědi závisí na intenzitě zvukového podnětu, ale není lineární.



Obr. 4.8: Přístroj pro snímání TEOAE (zdroj: [17])

Měření tranzitorních evokovaných emisí vyžaduje zařízení, které je spojeno s počítačem. Odpovědi na opakovaný akustický podnět (výše zmíněný klik), který je přiváděn pomocí malého sluchátka, se snímají miniaturním citlivým nízkošumovým mikrofonom. Tyhle dvě části, mikrofón a sluchátko, se vkládají do vnějšího zvukovodu a jsou umístěné společně v pěnové vložce. Signál z mikrofónu obsahující jak podnět tak i jeho lineární složky, tak emise (nelineární) se v počítači zpracovává a zprůměrovaný signál se podrobí analýze pomocí Furierovy transformace (FFT). Porovnáním frekvenčního spektra emise a šumu pozadí se potvrdí emisní odpověď. Technikou zprůměrování se zlepší poměr signál-šum (S/N) při tzv. lineární stimulaci, kdy se k dalšímu zpracování ukládá průměr odezev zvukovodu na sérii čtyř stejných podnětů.[3]

DPOAE:

Tyto emise vznikají při současném znění dvou tónů jako důsledek nelineárního kochleárního zesilovacího mechanismu.

Dobrá shoda mezi výsledkem TEOAE, DPOAE a tónovým audiogramem, byť jen v určení frekvenční oblasti ztráty sluchu, činí z této metody metodu vhodnou pro jednoduchý výběr jedinců z rizikových skupin novorozenců nebo celé populace dětí, jakož i pro možnost ukázat okamžité dočasné změny sluchového prahu (např. po zatížení hlukem, vlivem ototoxických látek, nedostatku kyslíku atd.).[3]

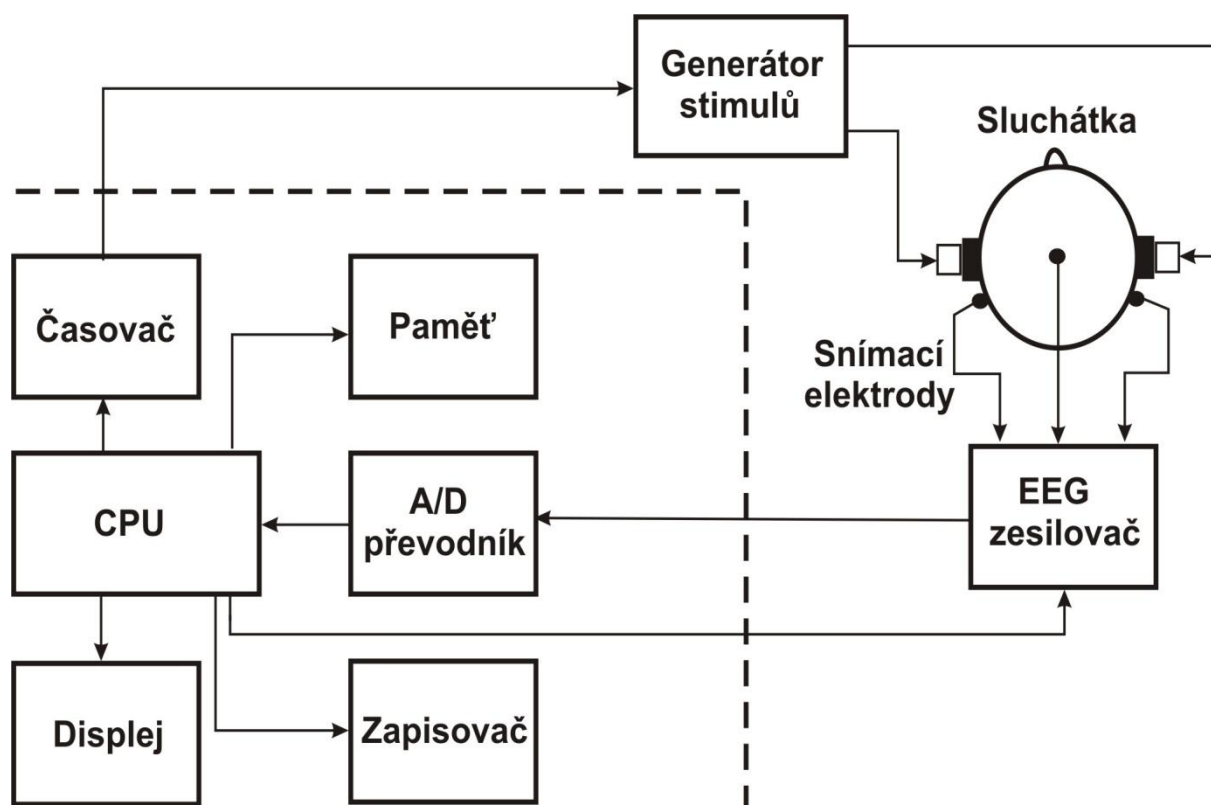
4.4.3 Elektrofyziologické metody objektivní audiometrie

Elektrofyziologické metody jsou založeny na zpracování elektrických odpovědí (evokovaných potenciálů), které jsou vyvolané akustickým podnětem, snímáných např. z povrchu lebky. Evokované potenciály můžeme dělit podle doby latence na odpovědi. Tato metoda objektivní audiometrie se nazývá ERA (Electrical Response Audiometry).

Dělení ERA podle doby latence na odpovědi s dobou latence:

- krátkou (0-8 ms), které jsou generovány v hlemýždi (elektrokochleografie do 5 ms) a mozgovém kmeni (2-10 ms)
- střední (8-50 ms), které pocházejí z primární sluchové kůry (vzhledem k rušení myogenní aktivitou nejsou klinicky využívány)
- dlouhou (50-250 ms) s původem v hluboké kůře mozkové

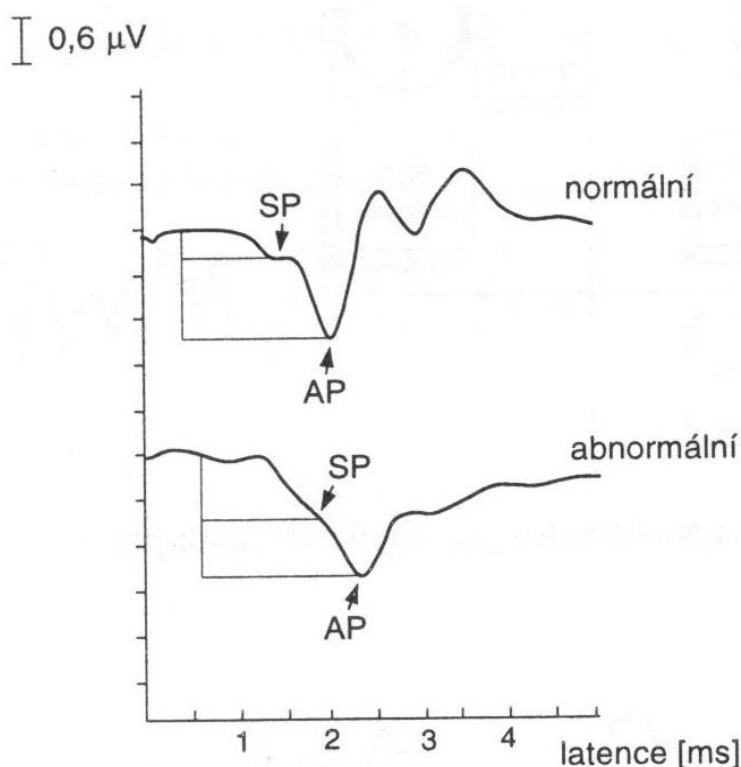
Pokud stimulujeme sluchový orgán akustickým podnětem, můžeme snímat elektrickou aktivitu hlemýždě, sluchového nervu nebo kůry mozkové. Protože jsou tyto biopotenciály výrazně nižší než ostatní elektrická aktivita mozku, musíme k jejich detekci používat sumační metody a zprůměrování podobně jako při zpracování signálů otoakustických emisí. Pro snímání se užívají stříbro-chloridové elektrody, které jsou umístěny na lebce, nebo jehlové elektrody pro snímání elektrické aktivity z hlemýždě (elektrokochleografie). Z nich snímáný signál je při opakované stimulaci průměrován v časovém intervalu (10 až 500 ms podle toho, která část sluchové dráhy má být mapována). Pokud se objeví nežádoucí potenciály EEG a šum, tak jsou touto operací odstraněny, a pro nás důležité biopotenciály s jinou latencí vyvolané stimulačním impulsem jsou sečteny a jejich amplituda se zvýší. Kvalita získaných odpovědí se odvíjí od počtu přijatých a zpracovaných odpovědí.



Obr. 4.9: Zjednodušené blokové schéma audiometru pro objektivní audiometrii (zdroj. [3])

Na obrázku (Obr.4.9) vidíme zjednodušené schéma přístroje, který se pro měření touto metodou používá. Jeho součástí je EEG zesilovač s vysokým vstupním odporem v diferenciálním zapojení. Jeho hlavním úkolem je zesílit signál na požadovanou úroveň a potlačit soufázové signály 50-60 Hz a odfiltrvat další rušivé složky signálu. Generátor stimulů je zdrojem elektrických stimulačních impulsů (vysokofrekvenční tónový impuls nebo klik) a jeho součástí musí být volič základního kmitočtu a dělič pro nastavení hladiny zvuku ve sluchátkách. Podobně jako u audiometru musí také mít možnost generovat maskovací šum.

Procesor (CPU) řídí pomocí svého časovače spouštění stimulačních impulsů z generátoru a synchronně s ním otevírá obvody pro digitální zápis a zpracování signálu ze zesilovače EEG. Signál se uloží do vyrovnávací paměti a její obsah se porovná s nastavenými parametry a sekvence, které obsahují nežádoucí signál s nadprahovou hladinou, se odmítnou. Výsledkem je signál o vlnovém průběhu v časovém okně. Jedním z vlnových průběhů může být tzv. elektrokochleogram (Obr.4.10), kde AP je akční potenciál a SP je sumační potenciál.



Obr. 4.10: Elektrokochleogram (zdroj: [3])

5 NÁVRH AUDIOMETRU PRO AUDIOMETRII ČISTÝMI TÓNY

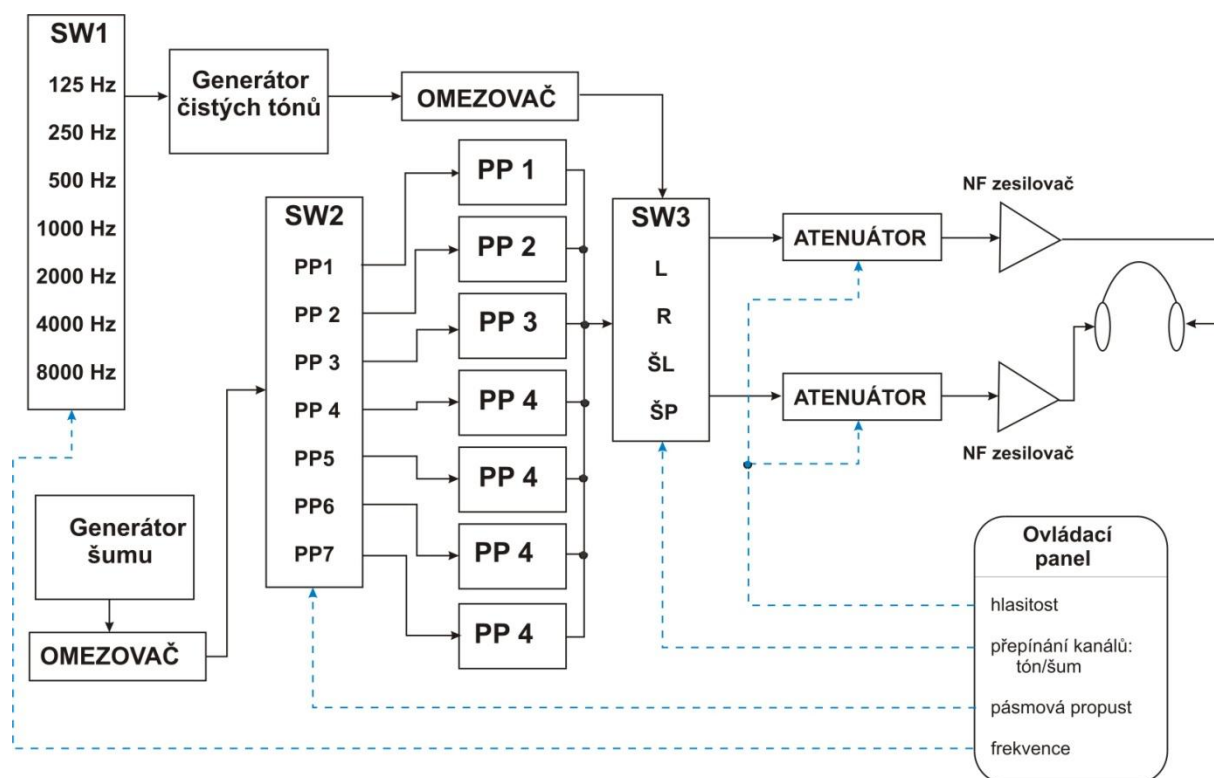
Audiometr pro audiometrii čistými tóny slouží k vyšetření lidského sluchu. Jeho hlavním úkolem je generovat čisté sinusové tóny o určitých frekvencích, o nichž jsme se dozvěděli v teoretické části. Protože je nutné, aby jedno ucho bylo při vyšetřování vždy odstaveno, musí audiometr obsahovat také generátor šumu. Podle zadání musí navrhovaný obvod mít část, která nedovolí překročení předem stanovené hodnoty akustického tlaku na ušní bubínky zkoumané osoby.

5.1 BLOKOVÉ SCHÉMA

Na obrázku (Obr.5.1) vidíme blokové schéma navrhovaného audiometru pro audiometrii čistými tóny. Toto schéma znázorňuje pouze principiálně funkci obvodu. Obsahuje důležité bloky, potřebné pro správnou funkci obvodu. Komunikace mezi bloky je znázorněna šipkami. Modré přerušované čáry označují řídicí signály, které jsou potřebné pro manuální ovládání některých součástí.

Použité zkratky:

SW – přepínač (switch), PP – pásmová propust, L,P – levý a pravý kanál, ŠL – šum v levém kanálu, ŠP – šum v pravém kanálu, NF zesilovač – nízkofrekvenční zesilovač.



Obr. 5.1: Blokové schéma

5.1.1 Princip činnosti

Zvukové podněty, v našem případě čisté tóny, jsou generovány z **generátoru čistých tónů**. Protože vyšetření je prováděno pomocí několika předepsaných frekvencí (125 Hz až 8 kHz v sedmi krocích), musí generátor mít možnost takové frekvence nastavit a pomocí přepínače, který je umístěn před generátorem, mezi jednotlivými frekvencemi přepínat.

Aby nebyl poškozen sluch pacienta, je důležité omezit dynamiku signálu, proto je za generátor umístěn **omezovač**, který zaručí, že při nenadálých událostech (např. napěťová špička) zabrání překročení předem stanovené hodnoty akustického tlaku na ušní bubínky.

Protože při vyšetření je využito maskování šumem, obsahuje obvod další zdroj zvukových podnětů, tzv. **generátor šumu**. Jako šumový prvek je zde využita *Zenerova dioda*, která se jeví z šumového hlediska jako optimální. Generovaný šum je širokopásmový. Protože opět generujeme signál, který bude následně převeden na zvukový podnět, je nezbytnou součástí generátoru šumu omezovač.

Dále musíme zaručit, aby tón, kterým momentálně vyšetřujeme, ležel přibližně uprostřed přenášeného pásma šumu. K tomu slouží **pásmové propusti 2. řádu**. Jejich šířka pásma je nastavena podle toho, jakou frekvenci zrovna vyšetřujeme. Pásmových propustí je sedm a jejich přepínání zajišťuje analogový přepínač, který spíná podle nastavení frekvence u generátoru čistých tónů.

Signály z generátorů vedou do dalšího **analogového přepínače** pro přepínání kanálů, aby zvukový podnět (tón nebo šum) byl přiváděn do levého nebo pravého ucha.

Ke změně úrovně akustického tlaku slouží **atenuátor**. Atenuátor je soustava odporových děličů, které zajišťují nastavení akustického tlaku po kroku 10 dB. Úroveň výstupního signálu musí být možné měnit v rozsahu od -10 dB do 80 dB. Přepínání je zajištěno manuálně z ovládacího panelu.

Jedním z posledních bloků schématu je **nízkofrekvenční koncový zesilovač**. Slouží ke konečné úpravě signálu před přivedením do sluchátek a následně k pacientovi. Je to zesilovač s malým zkreslením a šumem.

Pro převod signálu na zvuk potřebujeme audiometrická sluchátka. Navrhovaný obvod je koncipován pro sluchátka o určitých vlastnostech. Pokud bychom připojili sluchátka o vlastnostech jiných, nemusel by výsledek odpovídat předepsaným normám a vyšetření by mohlo být nepoužitelné.

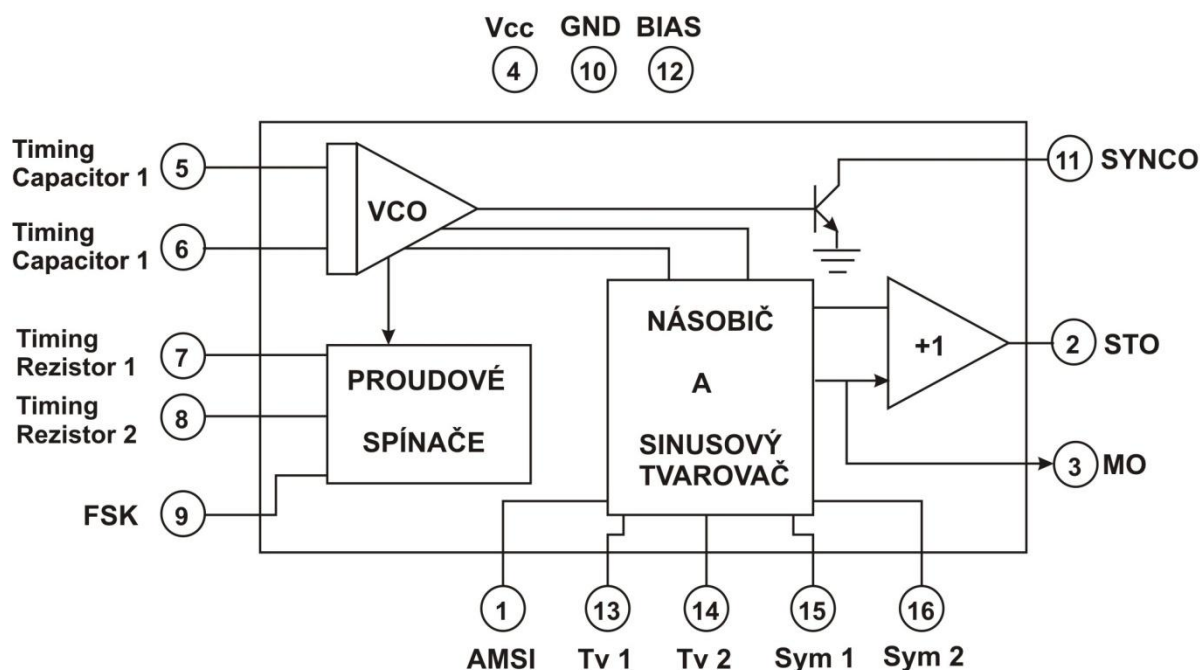
5.2 NÁVRH A FUNKCE JEDNOTLIVÝCH BLOKŮ

5.2.1 Generátor čistých tónů

Pro generování signálu můžeme využít několik způsobů. Jednou z možností je využití integrovaného funkčního generátoru, který je schopen s minimálním využitím vnějších pasivních prvků mít na svém výstupu signál o sinusovém, obdélníkovém nebo trojúhelníkovém průběhu. Další možností je využití moderních mikroprocesorů, které vhodným naprogramováním přímo vypočítávají hodnoty sinusového průběhu.

Integrovaný generátor XR-2206

V mé diplomové práci využívám pro generování čistých tónů integrovaný obvod XR-2206. Integrovaný obvod XR-2206 je monolitický generátor funkcí, který zaručuje vysokou kvalitu produkovaného signálu. K základnímu sinusovému průběhu patří schopnost generování obdélníkového, trojúhelníkového, pilovitého a pulzního průběhu s vysokou stabilitou a přesností. Výstupní signál je možné amplitudově i frekvenčně modulovat. Frekvenční rozsah obvodu je nastavitelný vnějšími pasivními součástkami v rozmezí 0,01 Hz až 1MHz. Obvod XR-2206 je ideální pro použití v komunikačních zařízeních, aplikacích generátoru funkcí a všude tam, kde je vyžadován sinusový průběh s možností AM, FM či FSK modulace.[23]



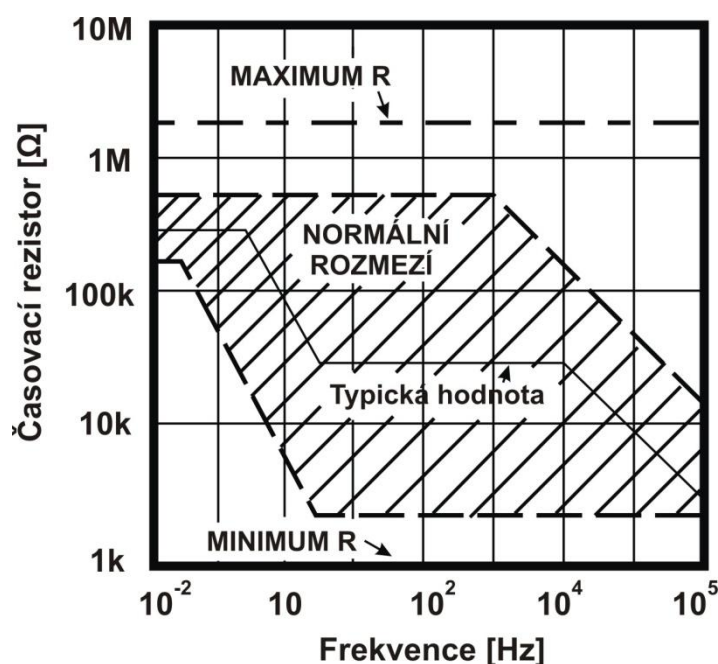
Obr. 5.2: Vnitřní blokové schéma obvodu XR-2206 (zdroj: [26])

Principiální zapojení integrovaného obvodu XR-2206 vidíme na obrázku (Obr.5.2). Skládá se ze čtyř funkčních bloků. Je to napětím řízený oscilátor VCO (voltage-controlled oscilátor), analogový multiplikátor (násobič) a sinusový tvarovač, soustava proudových spínačů a oddělovací zesilovač. Napětím řízený oscilátor (VCO) vytváří výstupní frekvenci, která je nastavena pomocí časovacích kondenzátorů na vývodech 5 a 6 a je závislá také na vstupním proudu. Vstupní proud určují dva časovací odpory připojené na vývody 7 a 8. Který z odporů bude právě aktivní, určuje vstup FSK. Frekvenční klíčování (FSK – frequency shift keying) slouží k výběru časovacích odporů, a tedy k vybrání výstupní frekvence. Jestliže je vstup FSK naprázdno, nebo je na něm napětí $\geq 2\text{V}$, tak proudové spínače aktivují rezistor R_1 . Pokud napětí na vstupu FSK klesne pod úroveň $\leq 1\text{V}$, aktivuje se časovací rezistor R_2 . [26]

Pro mou práci jsou důležité hodnoty časovacích součástek, jmenovitě časovacího kondenzátoru a rezistoru. Pro výpočet jednotlivých frekvencí můžeme použít vztah:

$$f = \frac{1}{R \cdot C}, (\text{viz. [22]}) \quad (5.1)$$

Vhodné hodnoty časovacích odporů R lze odvodit z obrázku (Obr.5.3) a hodnota časovacího kondenzátoru má být dle doporučení výrobce v rozsahu 1000 pF až 100μF.



Obr. 5.3: Určení hodnoty časovacího odporu (zdroj:[26])

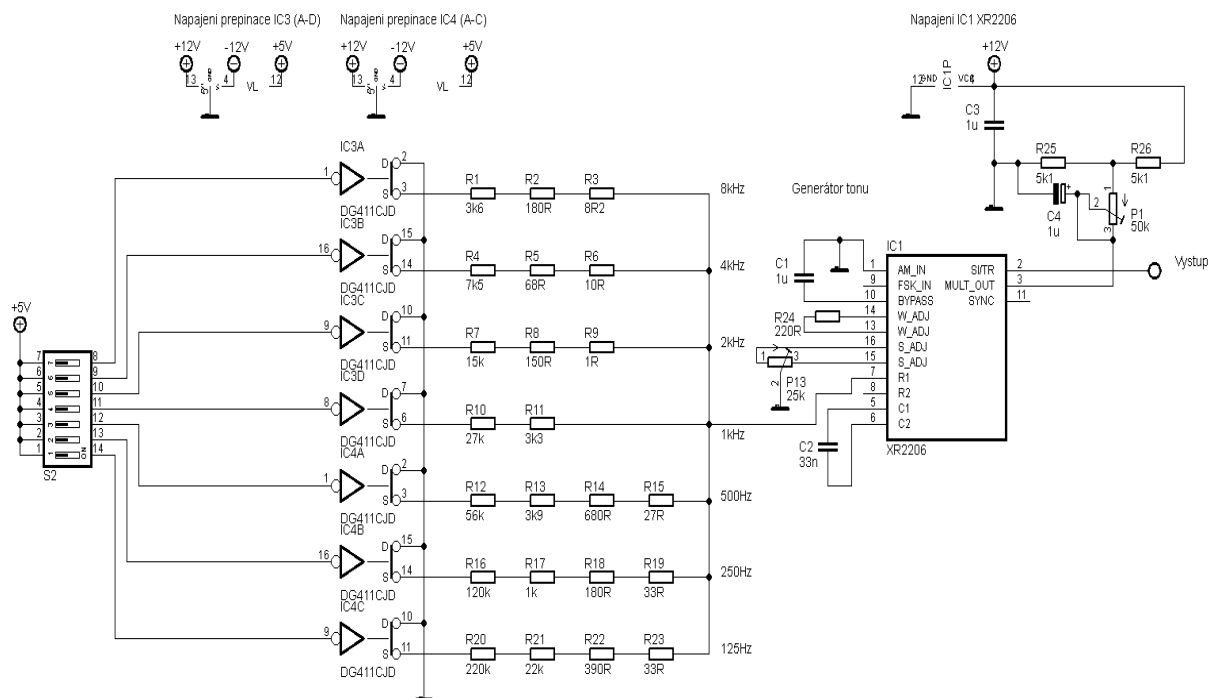
Vlastnosti integrovaného obvodu XR-2206:

- symetrické napájení: min: $\pm 5\text{ V}$; max: $\pm 13\text{ V}$
- nesymetrické napájení: min: 10 V ; max: 26 V
- napájecí proud: max: 20 mA ; typ: 14 mA
- pracovní kmitočet: min: $0,01\text{ Hz}$; max: 1 MHz
- přesnost kmitočtu: $\pm 2\%$
- teplotní stabilita kmitočtu: $\pm 20\text{ ppm}/^\circ\text{C}$
- frekvenční rozmítání: 2000:1

- závislost amplitudy
na napájecím napětí: 0,01 %/V

Navržené zapojení generátoru čistých tónů

Na obrázku (Obr.5.4) můžeme vidět konečné zapojení generátoru. Protože všechny funkce daného obvodu nevyužijeme, uvedu, proč používáme určité součástky a proč zůstanou některé vývody nezapojeny.



Obr. 5.4: Zapojení generátoru čistých tónů s vnějšími pasivními součástkami

Protože výstupní frekvence nebude nabývat pouze dvou hodnot, tak funkci frekvenčního klíčování nevyužijeme (vývod FSK bude nezapojen). Rozhodující časovací rezistor bude připojen na vývod 7. Proto, aby vyšetření sluchu odpovídalo předepsaným normám, musí výstupní frekvence nabývat hodnot 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 a 8000 Hz. Pro přesné nastavení výstupních frekvencí, musíme zjistit hodnoty časovacích rezistorů a časovacího kondenzátoru. Pro určení hodnot součástek budeme postupovat takto:

- 1) Nejprve zvolíme hodnotu časovacího kondenzátoru tak, aby vyhovovala rozsahu doporučenému výrobcem (1000 pF až 100 μF):

zvolená hodnota: $C_2 = 33\text{nF}$.

- 2) Jako druhý krok vypočítáme hodnotu časovacího rezistoru podle rovnice (5.1):
Příklad výpočtu pro frekvenci 125 Hz:

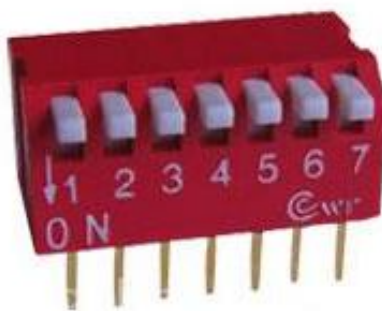
$$f = \frac{1}{R \cdot C} \Rightarrow R = \frac{1}{f \cdot C} = \frac{1}{125 \cdot 33 \cdot 10^{-9}} = 242\,424\,\Omega$$

Vypočtené hodnoty odporů vidíme v tabulce (tab.5.1):

f	R
[Hz]	[Ω]
125	242 424
250	121 212
500	60 600
1000	30 300
2000	15 151
4000	7 575
8000	3 787

Tab. 5.1: Vypočtené hodnoty časovacích rezistorů

Protože vypočtené hodnoty rezistorů neleží přesně ve výrobních řadách, musíme jednotlivé hodnoty rezistorů složit z více odporů zapojených do série. Přepínání mezi jednotlivými frekvencemi zajišťují analogové CMOS spínače, jejichž funkci si vysvětlíme později. Samotné manuální přepínání provádíme přepínačem DIP 07 (Obr.5.5).



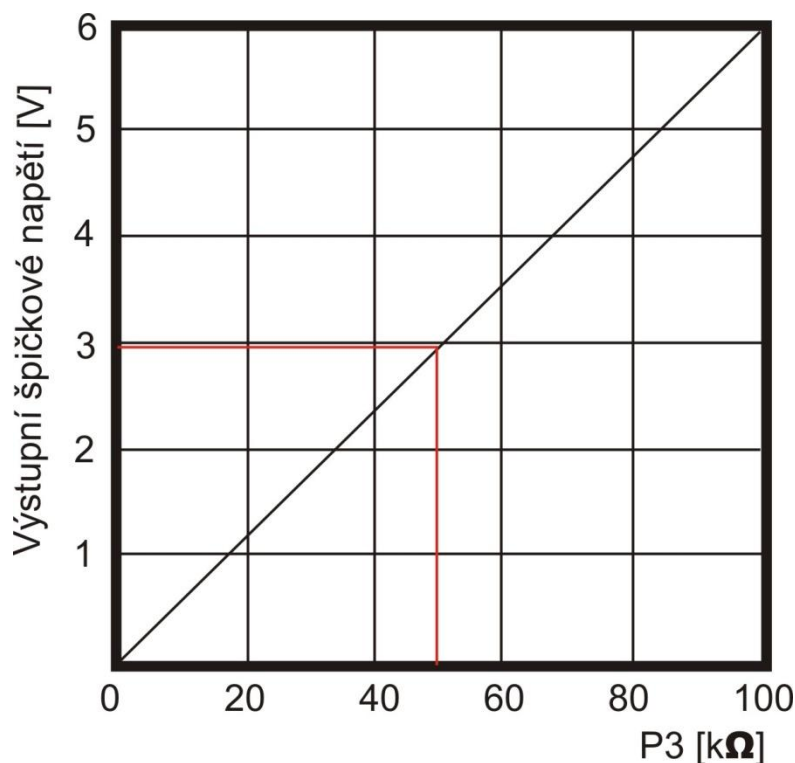
Obr. 5.5: Přepínač DIP 07 (zdroj: [33])

Abychom na vstupu měli požadovaný výstupní sinusový signál, je třeba mezi vývody 13 a 14 připojit rezistor o hodnotě 220 Ω , jak je doporučováno výrobcem. Někdy je před rezistorem zapojen vypínač, který když je rozpojen, tak dostáváme na výstupu pilovitý signál (v našem případě nevyužijeme).

Základní zapojení zavádí zkreslení (THD – činitel harmonického zkreslení) menší než 2,5%. Pokud požadujeme zkreslení signálu ještě menší, doplníme zapojení o potenciometr P_2 (zapojen mezi vývody 15 a 16), pro symetrii výstupního signálu a jeho nastavováním můžeme snížit zkreslení až na 0,5 %.

Maximální výstupní amplituda stejnosměrného napětí (vývod 2) je nepřímo úměrná napětí na potenciometru P_1 připojeném na vývod 3. Díky odporovému děliči složeného ze stejných odporů R_{25} a R_{26} je hodnota tohoto napětí přibližně $V_{CC}/2$. Správně zvolenou hodnotou potenciometru můžeme určit amplitudu výstupního střídavého signálu. Převodní konstanta pro sinusový výstup je přibližně 60 mV/k Ω a samotnou amplitudu můžeme určit z obrázku (Obr.5.6). Pro naše účely zvolíme hodnotu potenciometru $P_1 = 50$ k Ω , která odpovídá výstupnímu napětí 3V. Elektrolytický kondenzátor C_4 připojený k jezdcí

potenciometru je připojen jako blokovací kondenzátor a jeho hodnota je doporučena výrobcem na $1\mu\text{F}$. [8] [23] [28]



Obr. 5.6: Závislost amplitudy výstupního napětí na potenciometr P_1 (zdroj.[26])

5.2.2 Generátor šumu

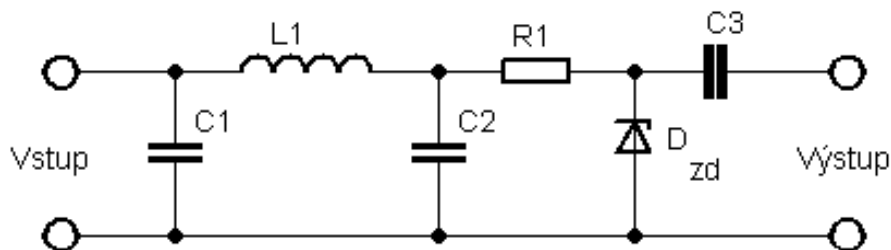
Generátory šumu mají důležité zastoupení ve zvukové technice. Slouží k testování elektroakustických zařízení (zesilovačů) nebo k ladění pásmových propustí. Pro naše účely využijeme generátor šumu pro maskování šumem. Generovat šum můžeme dvěma způsoby.

První způsob je využití tzv. **generátoru náhodných čísel**. Generátor náhodných čísel je zařízení nebo procedura, která generuje pseudonáhodná čísla. Vstupním parametrem může být, hodnota od které začínáme generovat náhodná čísla, jakou hodnotu náhodné číslo nesmí překročit a někdy i maximální rozpětí mezi čísly. Hardwarová zařízení využívají pro generování náhodných čísel např. špiček v síti bezprostředně po zapnutí přístroje nebo měření šumu. Naměřené hodnoty jsou uloženy a pomocí některé ze softwarových funkcí vrátí jednu z naměřených hodnot, která může být upravena, aby splňovala daná kritéria. Softwarové generátory obvykle generují pseudonáhodná čísla, která by správně měla být statistickými testy nerozeznatelná od skutečných náhodných čísel, nicméně jsou vypočtena deterministicky. Algoritmů zajišťujících generování náhodných čísel je mnoho a při nízkých nárocích na opravdovou náhodnost se používají funkce ze systémových knihoven. Využití generátoru pseudonáhodných čísel se váže převážně na digitální techniku. V případě analogové techniky je potřeba do návrhu počítat s D/A převodníkem.

Druhý způsob využívá některého ze **šumových prvků**. Jako zdroj šumu bývají využity vakuové diody, bipolární tranzistory se závěrně polarizovaným emitorovým přechodem nebo dnes nejčastěji využívané **Zenerovy diody**. Protože se jedná o generování šumu analogovou formou, využijeme **Generátor šumu se Zenerovou diodou** i v našem zapojení.

Zenerova dioda, je polovodičová dioda s přechodem PN, která se využívá především ke stabilizaci napětí. Je určena k zapojení v závěrném (nepropustném) směru, k čemuž je přizpůsobena tak, že její průraz v tomto směru není destruktivní. Využití Zenerovy diody jako šumového prvku vychází z jedné nepříjemné vlastnosti diody, a to jejího šumu v oblasti přechodu charakteristiky ze závěrné do propustné oblasti. Tento šum můžeme pozorovat u diod, jejichž závěrné napětí je větší než 6V. Nespojitosť charakteristiky v oblasti průrazu, která je způsobena postupnými mikroprůrazy, způsobí, že dioda začne šumět. Výhodou je, že šířka pásma tohoto šumu je velmi široká. Začíná na velmi nízkých kmitočtech a je až do kmitočtu 1 MHz.

Základní zapojení generátoru šumu vidíme na obrázku (Obr.5.7).

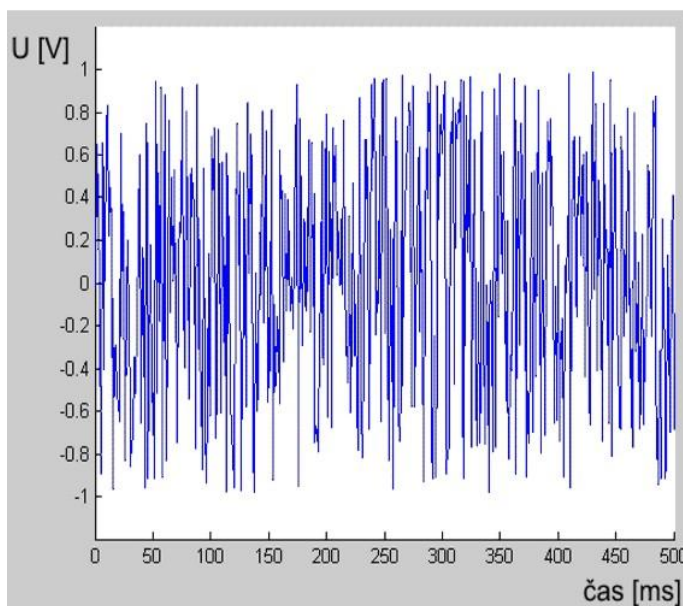


Obr. 5.7: Základní zapojení generátoru šumu (zdroj:[18])

Efektivní hodnotu generovaného šumu můžeme určit dle vztahu:

$$U = r_{zd} \sqrt{2 \cdot q \cdot I_{zd} \cdot \Delta f}, (\text{viz. [15]}) \quad (5.2)$$

kde: $q = 1,602177 \cdot 10^{-19} \text{ C}$
 r_{zd} je odpor Zenerovy diody
 I_{zd} je proud Zenerovou diodou
 Δf je šířka frekvenčního pásma



Obr. 5.8: Časový průběh širokopásmového šumu (zdroj: [24])

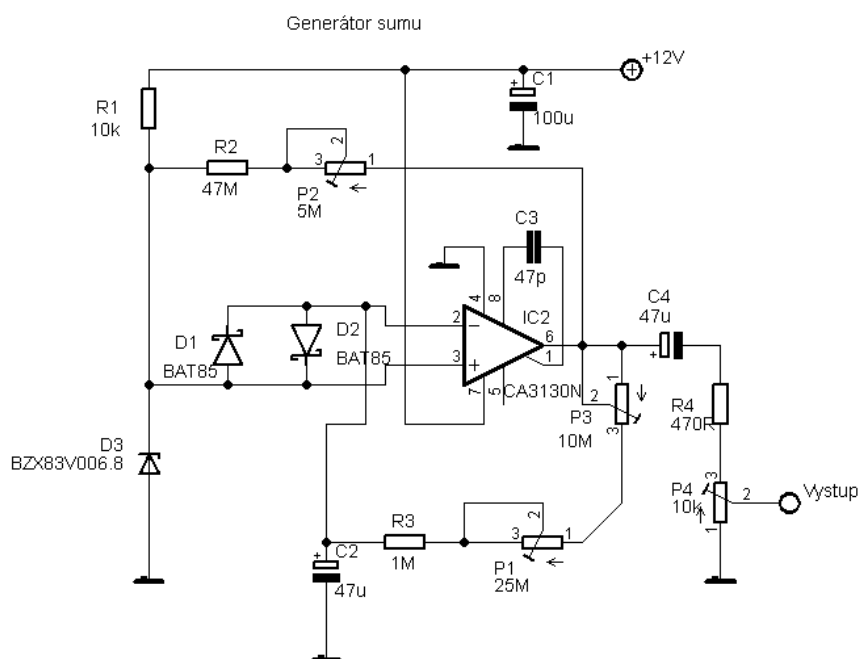
Výstupní šum je označován jako bílý šum. Bílý šum je náhodný signál s rovnoměrnou výkonovou spektrální hustotou. Signál má stejný výkon v jakémkoli pásmu shodné šířky. Například pásmo široké 50 Hz mezi 150 a 200 Hz má stejný výkon jako pásmo mezi 2050 a 2100 Hz. Bílý šum je nazýván bílý, protože je analogický s bílým světlem, které obsahuje všechny frekvence. Nekonečný frekvenční rozsah signálu bílého šumu je pouze teoretický. Kdyby byl nenulový výkon na všech frekvencích, celkový výkon by byl nekonečný. V praxi je signál „bílý“, pokud má ploché spektrum v definovaném rozsahu frekvencí. Z hlediska akustického se bílý šum lidskému sluchu jeví jako syčení. Ukázku analogového bílého šumu vidíme na obrázku (Obr.5.8).

Generátor šumu se Zenerovou diodou

Při návrhu využijeme jako zdroj šumu Zenerovu diodu o napětí 6,8 V, která se jeví z šumového hlediska jako optimální. Princip generátoru je takový, že pokud vhodně nastavíme výstupní proud ze zdroje, dostane se dioda do oblasti průrazu, a tím pádem bude dále do obvodu dodávat šumový signál. Šumové napětí je dále zesíleno operačním zesilovačem CA3130.

Operační zesilovač CA3130 kombinuje funkce a výhody tranzistorů CMOS a bipolárních tranzistorů. MOSFET (PMOS) tranzistory jsou použity ve vstupním obvodu a zaručují vysokou vstupní impedanci (nezatěžuje zdroj šumu) a nízkou hodnotu vstupního proudu. Výstupní obvod je tvořen tranzistory CMOS, které zajišťují, že zesilovač může být zatížen velkou impedancí. Napájení zesilovače je v našem případě provedeno nesymetricky s napětím +12V.[25]

Kondenzátor C3 má funkci kompenzačního kondenzátoru ovlivňující spektrum produkovaného šumu. Jeho hodnotu tedy zvolíme podle toho, jaký charakter od výsledného šumu požadujeme. Trimrem P₂ zavádíme do obvodu kladnou zpětnou vazbu. Charakteristické zabarvení šumu je možno v širokých mezích měnit pomocí trimrů P₁ a P₃, které také mění zesílení obvodu. Přes vazební kondenzátor C₄ a odpor R₄ je šumový signál přiveden na výstup. Trimr P₄ umožňuje nastavení výstupní úrovně na požadovanou hodnotu. Na obrázku (Obr.5.9) vidíme námi navržené zapojení.[22]



Obr. 5.9: Generátor bílého šumu

5.2.3 Omezení signálu na předem zvolenou hodnotu akustického tlaku

Omezovač napětí nám v našem obvodu slouží k omezení dynamiky signálu. Dynamiku signálu můžeme chápat jako poměr mezi minimální a maximální rozlišitelnou informací akustického signálu.

U lidského sluchu je dynamický rozsah dán jednoznačně, a to ze zdola je ohraničen prahem slyšení a práh bolesti nám tvoří horní hranici. Ve skutečnosti tento rozsah odpovídá rozsahu 0–120 dB (případně 130dB) při frekvenci 1 kHz. Pro naše účely ještě horní hranici snížíme na 80 dB, protože vyšetřovat pacienta při vyšších hodnotách akustického tlaku, by mohlo být velmi nepříjemné. Na vyšší hodnotu již tedy není potřeba sinusový nebo šumový signál zesilovat a je potřeba zajistit, aby tato hodnota nebyla překročena vlivem nějaké poruchy, např. vznik napěťových špiček. K tomuto účelu nám slouží **tzv. kompresory dynamiky nebo diodové omezovače napětí**.

Normy pro zdravotnickou techniku nepřipouštějí, aby se na **výstup dostal zvuk o úrovni pro sluch nebezpečné hlasitosti, a to ani v případě poruchy**.

Abychom snížily rozsah signálu (dynamiku signálu) můžeme použít několik způsobů. Ve skutečnosti by stačilo (za normálních podmínek), abychom zjistili amplitudu výstupního signálu a podle toho nastavili koncové prvky. Toto nejjednodušší řešení by však nezaručilo, aby v případě výše zmíněných napěťových špiček, zůstal dynamický rozsah v bezpečných mezích. Speciálním zařízením používaným v audiotechnice je **kompresor dynamiky**. Kompresor dynamiky upravuje zpracovávaný zvuk změnou výstupní hlasitosti v závislosti na hlasitosti vstupní. Pokud vstupní hlasitost překročí předem nastavený práh, sníží se úroveň výstupního signálu přesně v nastaveném poměru. Většina profesionálních kompresorů dynamiky umožňuje také nastavit rychlost (resp. čas) reakce na překročení prahu a rychlost uvolnění komprese po opětovném poklesu vstupního signálu pod práh. Často je možné nastavit vstupní i výstupní úroveň. Kompresory mohou zpracovávat celý kmitočtový rozsah signálu, nebo popřípadě jeho část, nebo separátně rozdělený signál do několika kmitočtových pásem. Takové kompresory se nazývají **vícenásobné**. To umožňuje ze zvukového signálu odstraňovat nevhodné rušivé frekvence jako např. sykavky. Kompresory dynamiky mohou být konstruovány jako hardwarové (analogové, digitální nebo kombinací obojího) nebo softwarové (plugin v digitálním systému, ve kterém je signál zpracováván). Jak je vidět, tento způsob omezení dynamiky signálu obsahuje spoustu nadbytečných funkcí, a to by se určitě projevilo v konečné finanční částce za zařízení. Pro naše účely se kompresory dynamiky nejeví jako vhodné.

Nejlépe se pro naše potřeby jeví obvody nazvané **diodové omezovače napětí**, které si podrobně popíšeme dále.

Diodový omezovač napětí s operačním zesilovačem

Využití diodového omezovače se váže na vlastnosti jedné ze základních součástí elektrických obvodů. Touto součástí je **polovodičová dioda**.

Základní ideou polovodičové diody v elektrickém obvodu, je propouštět elektrický proud pouze jedním směrem. Polovodičová dioda se skládá ze dvou částí - příměsových polovodičů. Jedním z nich je polovodič typu N, můžeme ho nazvat katoda. Druhým z příměsových polovodičů je polovodič typu P, nazývaný anoda. Na rozhraní polovodičů vzniká tzv. přechod P-N, také nazývaný hradlová vrstva, který v ideálním případě propouští elektrický proud pouze jedním směrem. Pokud zapojíme kladný pól zdroje k anodě a záporný pól ke katodě,

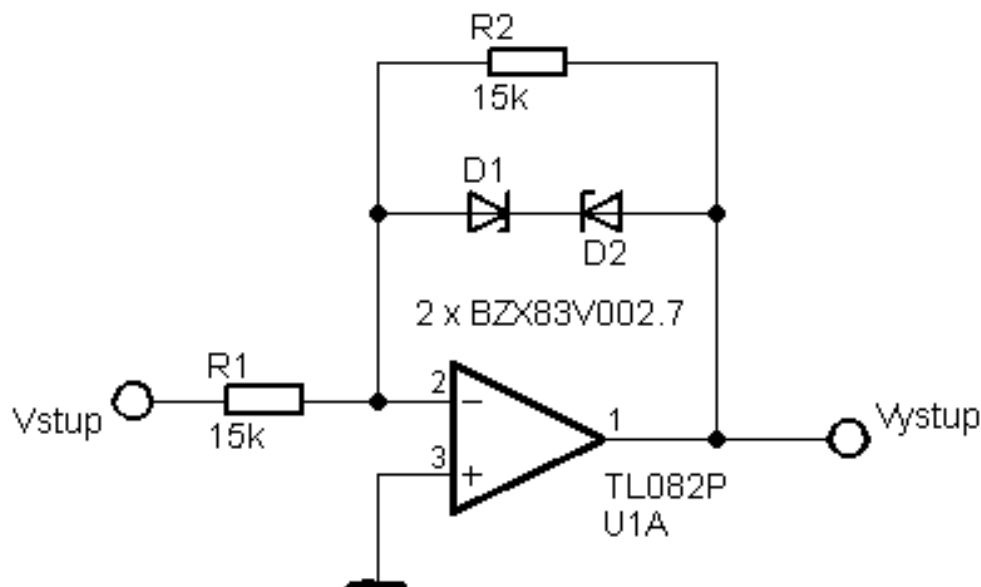
tak se P-N přechod v diodě, bránící průchodu částic, zmenší nebo úplně zruší. Diodou protéká proud, elektrický odpor diody je velmi malý, ale přesto vzniká malý úbytek napětí. Při opačném připojení napětí ze zdroje na anodu a katodu dochází k zapojení v závěrném směru. Přechod P-N se v diodě rozšíří, elektrický odpor se zvýší, a elektrický proud v ideálním případě neprochází. Ve skutečnosti diodou prochází proud způsobený minoritními nosiči nábojů, ale tento proud je zanedbatelný. Pokud bychom však připojili napětí daleko vyšší (desítky voltů), došlo by k průrazu diody a k její destrukci.

Základem diody bývá křemíková nebo germaniová destička, obohacená z jedné strany o prvek s pěti valenčními elektrony (fosfor), z druhé strany o prvek s třemi valenčními elektrony (bor, hliník). Vzájemným silovým působením mezi částicemi se na přechodu P-N vytvoří vnitřní elektrické pole. Tyto křemíkové nebo germaniové diody jsou považovány za základní. Další diody jsou již rozlišeny podle speciálního chování přechodu P-N. Jsou to fotodiody, LED diody, Zenerovy diody atd.

Parametry polovodičových diod:

- Prahové napětí – elektrické napětí, při kterém dojde ke zrušení hradlové vrstvy
- Průrazné napětí – elektrické napětí, které způsobí při zapojení v závěrném směru zničení přechodu P-N a průchod proudu diodou
- VA charakteristika – závislost proudu protékajícího diodou na napětí mezi vývody
- Maximální zatížení – největší možný výkon elektrického proudu nepoškozující diodu
- Maximální proud – největší proud, který může procházet diodou
- Teplotní rozmezí – rozmezí teplot, při kterých může dioda normálně pracovat

Zapojení obvodu, který využijeme pro omezení signálu z generátoru čistých tónů a generátoru šumu, vidíme na obrázku (Obr.5.10).



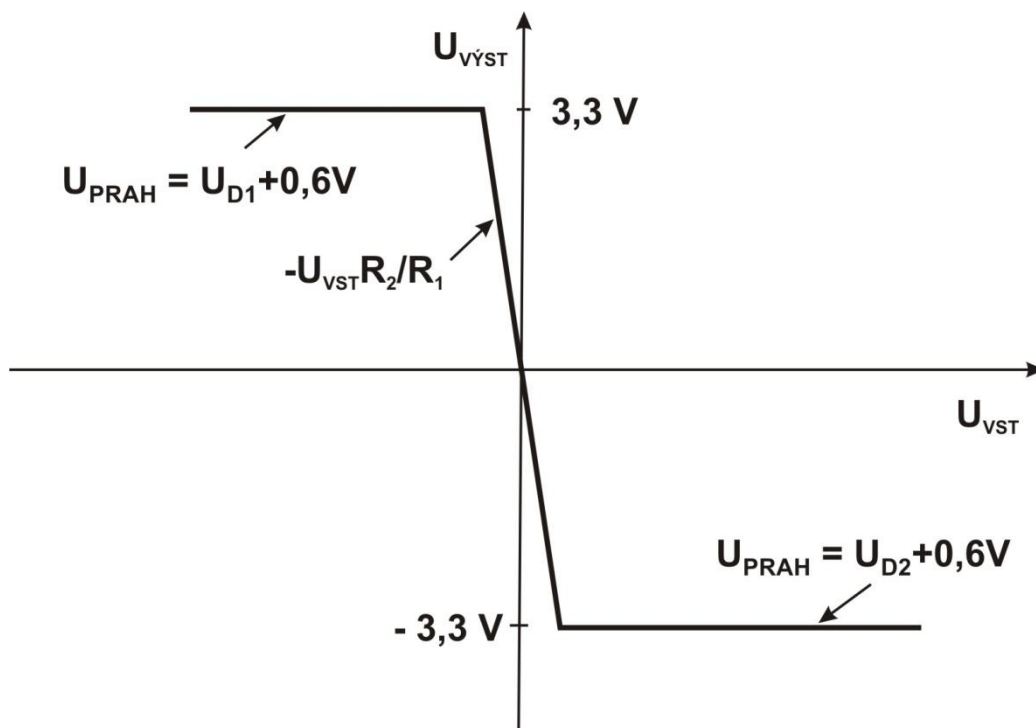
Obr. 5.10: Diodový oboustranný omezovač napětí

V našem obvodu využijeme opět výše zmíněné Zenerovy diody. Samotným antiparalelním zapojením vhodných diod bychom výstupní signál dostatečně omezili, ale toto omezení by bylo velmi ostré, pro lidský sluch nepříjemné. Proto opět využijeme výhod operačních zesilovačů. Pokud zapojíme diody antiparalelně do zpětné vazby operačního zesilovače, nedojde k ostrému ořezání signálu, ale spíše k postupnému, sinusovému průběhu podobnému omezení. Na obrázku (obr 5.10) vidíme zapojení omezovače. Odporů R_1 a R_2 mají stejnou velikost a zajišťují, aby byl výsledný přenos signálu 1. Pro upřesnění, obvod by neměl daný signál zesilovat, ale pouze přenášet. Jako operační zesilovač využijeme integrovaný obvod TL082P. Tento integrovaný obvod má výhodu v tom, že obsahuje dva JFET univerzální operační zesilovače, má malý šum a zavádí malé zkreslení.

Funkce Zenerových diod je následující. Pokud vstupní napětí je menší než prahové napětí diod, tak jsou obě diody rozpojeny a pro výstupní napětí platí vztah

$$U_{VYST} = -\frac{R_2}{R_1} \cdot U_{VST} \cdot (\text{viz. [7]}) \quad (5.3)$$

Jedná se tedy o běžné zapojení invertujícího zesilovače. Jakmile vstupní napětí dosáhne napětí, které je rovno prahovému napětí použité diody, tak se diody „spínají“ a uzavírá se záporná zpětná vazba. Signál je oboustranně omezen a převodní charakteristiky vidíme na obrázku (Obr. 5.11). Použité Zenerovy diody mají prahové napětí 2,7 V, ale úbytek napětí na Zenerových diodách je 0,6V, takže výsledné prahové napětí bude 3,3 V



Obr. 5.11: Převodní charakteristika diodového omezovače (zdroj: [7])

5.2.4 Pásmová propust

Pásmovou propustí nazýváme určitý druh filtru pro zpracování signálu. Představuje model, kterým demonstrujeme nějaký systém popisující spojitost mezi vstupem a výstupem filtru tzv. přenosová charakteristika. Filtr pro zpracování signálu je hojně využíván jak v analogové elektronice, tak i v číslicovém zpracování signálu.

V mé diplomové práci se budeme zabývat čistě analogovou formou. Analogové filtry můžeme dále dělit na filtry pasivní a filtry aktivní.

Pasivní analogové filtry

Při realizaci kmitočtových filtrů v elektronice se využívá pasivních elektrotechnických součástek jmenovitě rezistor, kapacitor a induktor. Pomocí těchto součástek můžeme realizovat obvody typu RC, LC a RCL. Díky nimž lze modelovat filtry upravující frekvenčně fázové přenosové charakteristiky, tedy závislost kmitočtu a fáze na zesílení obvodu.

Aktivní analogové filtry

Aktivní analogové filtry jsou elektronické filtry realizované z části pomocí pasivních prvků a aktivních prvků. V těchto obvodech jsou hojně využívány jako aktivní prvky tranzistor nebo operační zesilovač.

Další důležitou vlastností filtrů je řád filtru. Řád filtru určuje, s jakou přesností jsou modelovány přenosové charakteristiky filtru.

V navrhovaném zapojení využijeme aktivní analogové filtry v zapojení jako pásmová propust. V obvodu jsou pásmové propusti využity pro vytvoření určité šířky pásma signálu generovaného generátorem šumu, protože tón, kterým vyšetřujeme pacienta, by měl ležet přibližně uprostřed přenášeného pásma šumu.

Návrh pásmové propusti

Pásmová propust (přenosovou charakteristiku vidíme na Obr.5.12) propouští určité pásmo frekvencí (šířka pásma B), které je rozloženo kolem frekvence ω_0 . V reálném případě frekvence ω_D a ω_H určují hranici pásma propustnosti. Šířku pásma B tedy určíme ze vztahu

$$B = \omega_H - \omega_D \left[\frac{rad}{s} \right]. \text{ (viz. [7])} \quad (5.4)$$

Při návrhu nesmíme opomenout, aby přenos systému **A** neklesl pod určitou hodnotu **A₁**. Existují dvě oblasti útlumu ($\omega < \omega_1$ a $\omega > \omega_2$), kde je přenos menší než **A₂**. Existují i dvě přechodové oblasti ($\omega_1 < \omega < \omega_D$ a $\omega_H < \omega < \omega_2$). Vztah

$$Q_P = \frac{\omega_0}{B} \text{ (viz. [7])} \quad (5.5)$$

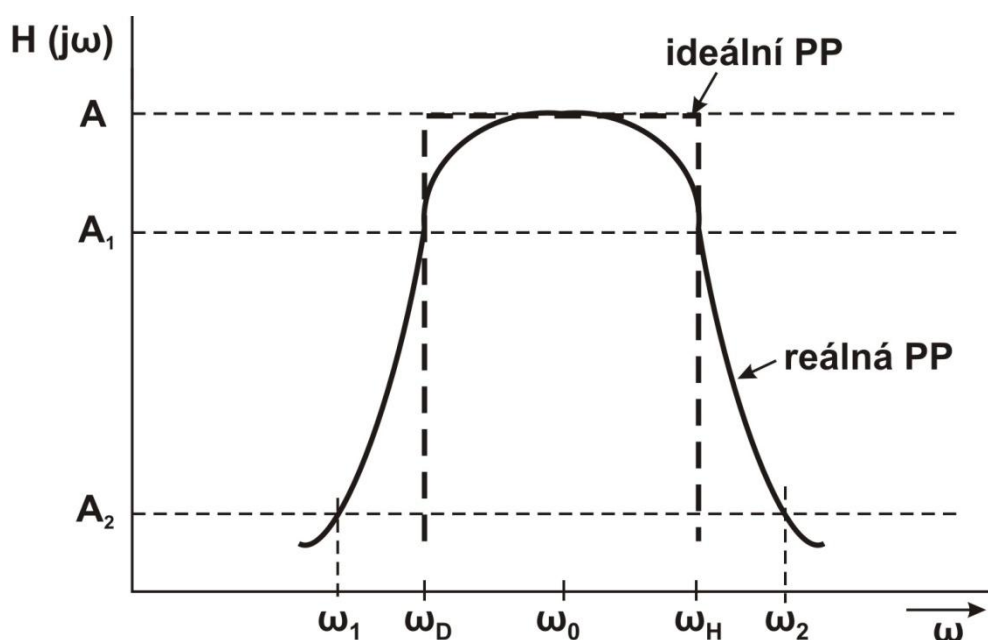
charakterizuje činitel jakosti filtru (kvalitu – míru selektivity). Při aproximaci pásmové propusti vycházíme z funkcí normovaných pro dolní propusti (a tím dostáváme i odpovídající vlastnosti pásmové propusti).

Používá se transformace (do normovaných vztahů pro 1 rad/s)

$$p \rightarrow \frac{p^2 + \omega_0^2}{B \cdot p} = Q_P \cdot \frac{p^2 + \omega_0^2}{p \cdot \omega_0} \quad (\text{viz. [7]}) \quad (5.6)$$

Znamená to, že řád přenosové funkce pro pásmovou propust se zdvojnásobí proti řádu dolní propusti (mají-li být zaručeny stejné přechodové oblasti) a tento řád je vždy sudý. I zde se přenosové funkce rozkládají na částečné funkce 2. řádu. Za výchozí přenosovou funkci můžeme zvolit např. Butterworthovu aproximaci.

Zdvojnásobení řádu pásmové propusti (proti dolní propusti) je jasné, uvědomíme-li si, že přenosovou charakteristiku (na Obr.5.12) lze získat kaskádním řazením dolní a horní propusti (příslušného řádu).[7]



Obr. 5.12: Přenosová charakteristika pásmové propusti (zdroj: [7])

Pro všechny pásmové propusti platí

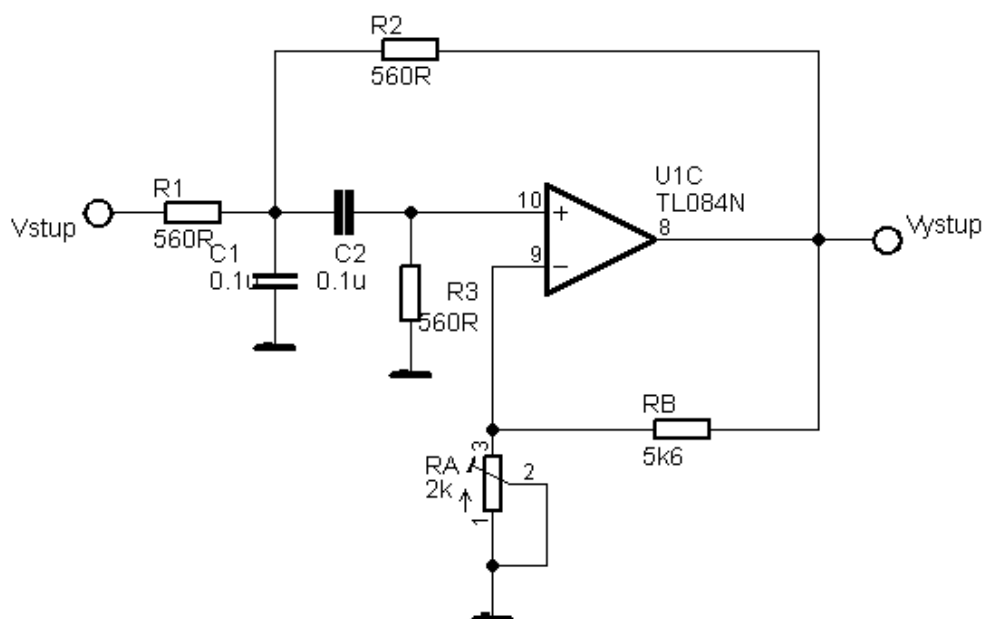
$$\begin{aligned} \omega_0 &= \sqrt{\omega_D \cdot \omega_H}, \\ \omega_D &= \omega_0 \left[-\frac{1}{2Q_P} + \sqrt{1 + \frac{1}{4Q_P^2}} \right], \\ \omega_H &= \omega_0 \left[+\frac{1}{2Q_P} + \sqrt{1 + \frac{1}{4Q_P^2}} \right], \quad (\text{viz. [7]}) \end{aligned} \quad (5.7)$$

pouze tak dostaneme $B = \omega_H - \omega_D = \omega_0/Q_P$. [7]

Pro naše účely zvolíme zapojení pásmové propusti 2. řádu Sallen-Key. Schéma vidíme na obrázku (Obr. 5.13) a je to zesilovač s konečným ziskem. Přenosová funkce charakterizující toto zapojení je dána vztahem

$$\bar{H}(p) = \frac{H_o \cdot p \cdot \alpha_p \cdot \omega_p}{p^2 + p \cdot \alpha_p \cdot \omega_p + \omega_p^2} \cdot (\text{viz. [7]}) \quad (5.8)$$

Podle uvedeného schématu provedeme výpočet pasivních prvků schématu.



Obr. 5.13: Pásmová propust 2.řádu Sallen-Key ($f_0=187,5$ Hz)

Platí-li, že $R1 = R2 = R3 = R$ a $C1 = C2 = C$, potom

$$\omega_p = \frac{\sqrt{2}}{R \cdot C}, (\text{viz. [7]}) \quad (5.9)$$

$$\frac{1}{\alpha_p} = Q_p = \frac{\sqrt{2}}{4 - K}, (\text{viz. [7]}) \quad (5.10)$$

$$H_o = \frac{K}{4 - K} \cdot (\text{viz. [7]}) \quad (5.11)$$

$$R = \frac{\sqrt{2}}{C \cdot \omega_p} \cdot (\text{viz. [7]}) \quad (5.12)$$

Abychom splnili předpoklad, že frekvence přenášeného tónu musí ležet přibližně uprostřed pásma přenášeného šumu, tak musíme navrhnout sedm pásmových propustí s mezními kmitočty odpovídajících frekvencím použitých vyšetřovacích sinusových tónů.

Příklad výpočtu provedeme pro pásmovou propust s frekvencí $f_0 = 125$ Hz. Činitel jakosti Q_P zvolíme $Q_P = 8$ a hodnotu kondenzátorů C volíme $C = 0,1 \mu\text{F}$.

Ze vztahu (5.12) určíme hodnotu odporů R :

$$R = \frac{\sqrt{2}}{C \cdot \omega_P} = \frac{\sqrt{2}}{C \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0} = \frac{\sqrt{2}}{0,1 \cdot 10^{-6} \cdot 2 \cdot \pi \cdot 125} = 18\,006 \, \Omega,$$

z výrobní řady volíme nejbližší vhodný rezistor a tím je $R = 18 \, \text{k}\Omega$. Dále potřebujeme zjistit zesílení obvodu K . K výpočtu nám slouží vztah (5.10):

$$Q_P = \frac{\sqrt{2}}{4 - K} \Rightarrow K = 4 - \frac{\sqrt{2}}{Q_P} = 4 - \frac{\sqrt{2}}{8} = 3,823.$$

Zisk zesilovače na ω_P je dán vztahem (5.11):

$$H_0 = \frac{K}{4 - K} = \frac{3,823}{4 - 3,823} = 21,599.$$

Takže pro určení odporů R_A a R_B , sloužících k nastavení zesílení obvodu, můžeme vyjít z předpokladu, že:

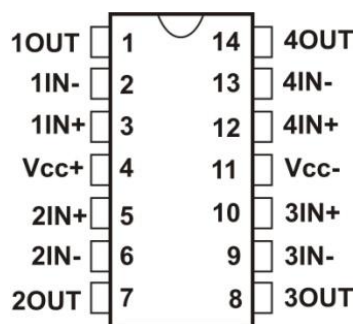
$$K = 1 + \frac{R_B}{R_A}, \text{ (viz. [7])} \quad (5.13)$$

protože v předcházejícím vztahu máme dvě neznámé, musíme jeden z rezistorů zvolit. Volíme $R_B = 5 \, \text{k}\Omega$. Tedy platí:

$$R_A = \frac{R_B}{K - 1} = \frac{5600}{21,599 - 1} = 1\,983,7 \, \Omega,$$

z výrobní řady volíme proměnný odpor $R_A = 2 \, \text{k}\Omega$. Odpory R_A a R_B budou u všech sedmi pásmových propustí stejné.

Jako operační zesilovač zvolíme integrovaný obvod TL084N. Jde o integrovaný obvod složený ze čtyř JFET univerzálních operačních zesilovačů. Rozložení vývodů na pouzdře zesilovače vidím na obrázku (Obr.5.14).



Obr. 5.14: Rozložení vývodů IO TL084P (zdroj: [25])

Výše uvedený výpočet byl proveden pouze pro jednu pásmovou propust. Hodnoty pasivních součástek ostatních pásmových propustí jsou uvedeny v následující tabulce (tab.5.2):

C = 0,1 μF	Výpočet	Výrobní řada
f_0	R	R
[Hz]	$[\Omega]$	$[\Omega]$
125	18 006	18k
250	9003	10k
500	4501	4k5
1000	2250	2k2
2000	1125	1k2
4000	563	560R
8000	281	270R

Tab. 5.2: Vypočtené hodnoty pasivních součástek pásmových propustí

Přepínání pásmových propustí

Abychom při vyšetřování nemuseli neustále myslet na to, že při přepnutí frekvence musíme změnit i pásmovou propust, je žádoucí, aby se pásmová propust přepnula automaticky, pokud se změní frekvence vyšetřovacího tónu. Jednou z možností přepínání, je použití otočného přepínače se dvěma úrovněmi (např. 2x12), ale tento přepínač se velmi špatně shání. Lepším řešením je použití analogových CMOS přepínačů, jejichž funkci si dále vysvětlíme.

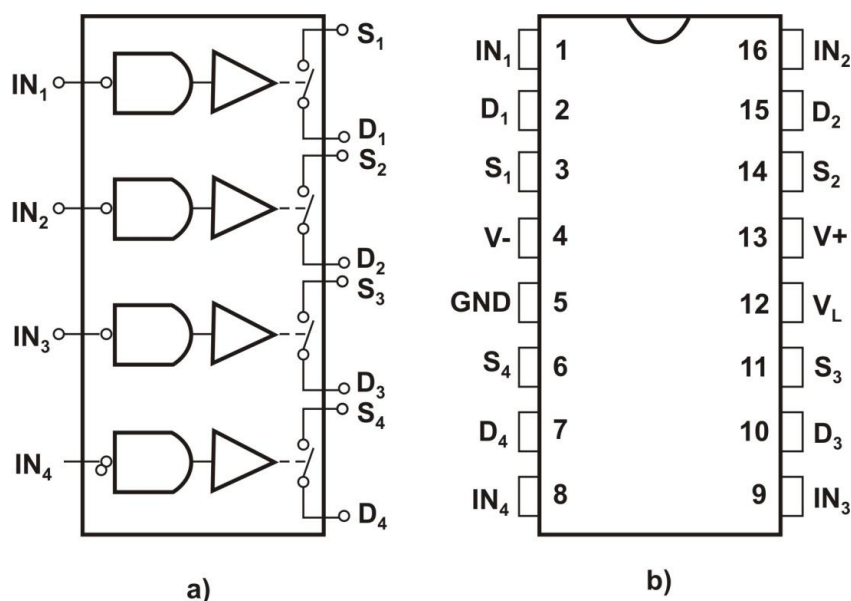
Integrovaný obvod DG411CJD je monolitický obousměrný čtyřnásobný analogový přepínač, vytvořený CMOS technologií. Výhodou těchto přepínačů je, že nezatěžují sluch nepříjemnými zvuky (jako u manuálního přepínání), protože při přepínání nedochází k zákmitům při přechodu z jednoho stavu do druhého. Spínání zajišťuje logická úroveň na řídicím vstupu. Další z výhod je rychlost sepnutí a malý vnitřní odpor.

Vlastnosti obvodu:

- symetrické napájení: $\pm 5\text{ V}$ až $\pm 20\text{ V}$
- nesymetrické napájení: $+5\text{ V}$ až 34 V
- teplotní rozsah: -40°C až 85°C
- vnitřní odpor: $35\ \Omega$
- doba sepnutí: 175 ns (max)
- doba rozepnutí: 145 ns (max)
- nízká spotřeba: $< 35\ \mu\text{W}$

Na obrázku (Obr.5.15a) vidíme rozložení jednotlivých přepínačů. Každý ze spínačů má svůj řídicí vstup IN_x . Na něj přivádíme logickou úroveň, která zajistí sepnutí nebo rozepnutí obvodu. Pokud přivedeme na vstup log. 1 (v našem případě $+5\text{ V}$), spínač bude ve stavu sepnutém. Pokud bude na řídicí vstup přivedena log. 0 (0 V), dojde k rozepnutí spínače.

Písmeny S a D jsou označeny vstupně/výstupní vývody obvodu. Na obrázku (Obr.5.15b) je k vidění rozložení vývodů na pouzdře integrovaného obvodu.



Obr. 5.15: a) Vnitřní zapojení spínačů b) Rozložení výstupů na pouzdře IO (zdroj: [26])

Samotná funkce přepínání je taková, že pokud přepneme frekvenci tónu na manuálním přepínači DIP 07 např. na tón o frekvenci 500 Hz, sepne se analogový přepínač IC4A, který generátoru čistých tónů aktivuje časovací rezistor příslušný frekvenci 500 Hz, a zároveň se sepne analogový přepínač IC5C, který aktivuje dolní propust s mezní frekvencí 500 Hz. Náznorné schéma zde pro velký rozsah není uvedeno, ale můžeme ho vidět v PŘÍLOZE 1, kde je celkové schéma obvodu.

5.2.5 Stanovení maximálního výstupního výkonu

Pro další práci je nutné si vypočítat, jaký výstupní příkon bude nutné přivést na zátěž (v našem případě na sluchátka), tak aby odpovídal úrovni akustického tlaku 80 dB. Proto, abychom mohli danou hodnotu vypočítat, musíme znát některé z důležitých parametrů zátěže – sluchátek. Pro navrhovaný audiometr jsem vybral profesionální sluchátka KOSS PRO4AAAT. Jejich důležité parametry jsou následující

- citlivost: 98 dB SPL/1mW
- impedance: 250 Ω

Pro výpočet použijeme **Ohmův zákon pro stanovení výkonu**:

$$P = \frac{U_{RMS}^2}{Z} \cdot [W] \quad (5.14)$$

Protože výstupní výkon udávaný u citlivosti sluchátek a impedanci sluchátek známe, potřebujeme vyjádřit vztah do podoby, která nám umožní vypočítat výstupní napětí:

$$U_{RMS} = \sqrt{P \cdot Z} \quad (5.15)$$

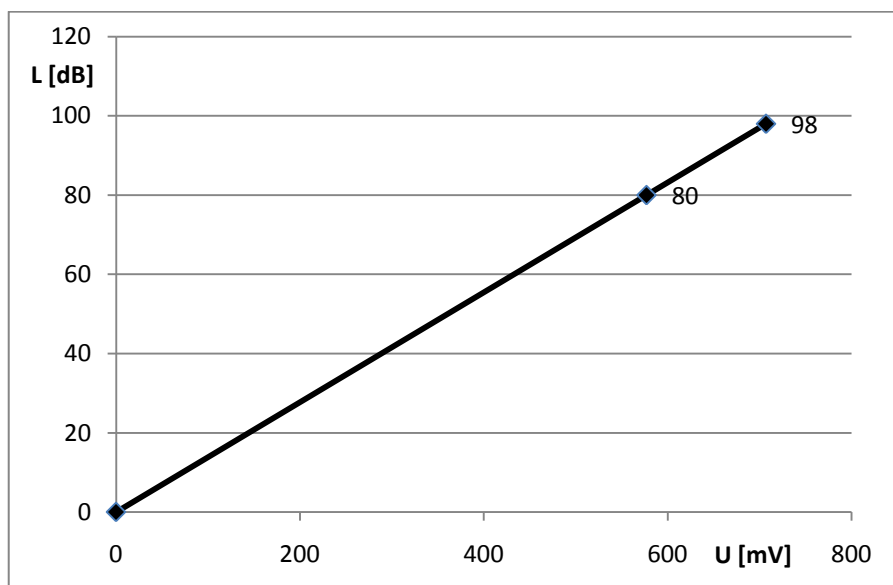
V uvedených vztazích (5.14) a (5.15) je napětí označeno jako U_{RMS} a vyjadřuje efektivní hodnotu. Pro naše potřeby je však vhodné mít napětí vyjádřené jako velikost amplitudy (U_{MAX}), abychom mohli určit maximální dovolené napětí. Přepočet provedeme tak, že napětí vyjádřené jako efektivní vynásobíme odmocninou ze dvou:

$$U_{\text{MAX}} = \sqrt{2} \cdot \sqrt{P \cdot Z} = \sqrt{2 \cdot P \cdot Z} . \quad (5.16)$$

Nyní jsme získali potřebný vztah a můžeme do něj dosadit hodnotu výkonu udávanou u citlivosti sluchátek $P = 1 \text{ mW}$ a hodnotu impedance $Z = 250 \Omega$:

$$U_{\text{MAX}} = \sqrt{2 \cdot 1 \cdot 10^{-3} \cdot 250} = 707 \text{ mV}.$$

Tímto výpočtem jsme zjistili, že pokud chceme, aby na výstupu byla hodnota akustického tlaku 98 dB, tak amplitudy napětí je přibližně 707 mV. Pro nás je důležité znát hodnotu napětí při akustickém tlaku 80 dB. Princip sluchátek je takový, že elektrický signál na výstupu se na nich převádí na signál akustický. Tedy o sluchátkách můžeme mluvit jako o měniči jednoho druhu signálu na druhý. Jak je známo, každý měnič musí mít svou převodní charakteristiku. V našem případě převádíme elektrický signál sinusového průběhu na akustický signál, který je také sinusový. Výsledná převodní charakteristika musí být lineární. Sluchátka tento předpoklad splňují, jedná se o lineární měnič.[6]



Obr. 5.16: Převodní charakteristika sluchátek

Z uvedené lineární převodní charakteristiky (Obr.5.16), lze odvodit, že pokud se změní hladina akustického tlaku přenášeného zvuku, tak se přímo úměrně změní i napětí, které musíme získat na výstupu zesilovače. Když už víme, že napětí se bude měnit přímo úměrně, můžeme vypočítat hodnotu napětí při akustickém tlaku 80 dB:

$$U_{MAX(80\text{ dB})} = U_{MAX(98\text{ dB})} \cdot \frac{L_{80\text{ dB}}}{L_{98\text{ dB}}} = 0,707 \cdot \frac{80}{98} = 577\text{ mV} \quad (5.17)$$

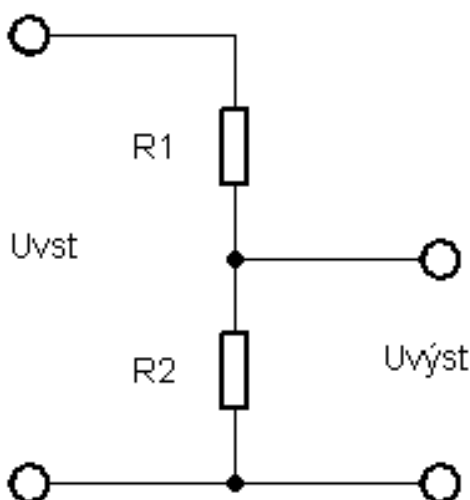
Tímto výpočtem jsme zjistili, jaké nejvyšší napětí musíme zajistit na výstupu koncového zesilovače. Aby nedošlo k překročení tohoto limitu, jsou v obvodu zapojeny dva bloky, které zajistí nepřekročení povolené hodnoty akustického tlaku. Jsou jimi diodový omezovač uvedený v **kapitole 5.2.3** a atenuátor, jehož vlastnosti rozebereme v kapitole následující.

5.2.6 Atenuátor

Atenuátor slouží k zeslabení signálu, který přivádíme na sluchátka audiometru. Ve skutečnosti jde o soustavu odporových děličů.

Odporový dělič

V elektronice se dělič napětí používá pro získání výstupního napětí, které je úměrné vstupnímu napětí. Názornou ukázkou odporového děliče vidíme na obrázku (Obr.5.17).



Obr. 5.17: Odporový dělič

Z obrázku (Obr.5.17) je patrné vidět, že odporový dělič obsahuje dva rezistory zapojené za sebou. Pro určení výstupního napětí tedy platí vztah:

$$U_{VYST} = U_{VST} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (5.18)$$

Poměr výstupního napětí ke vstupnímu se může pohybovat v rozmezí od 0 do 1.

Výpočet hodnot napětí pro výstupní hodnoty akustického tlaku

Jedním z požadavků na audiometr pro audiometrii čistými tóny je možnost nastavení hladiny akustického tlaku v rozmezí od -10 dB do 80 dB s krokem 10 dB. Abychom dosáhli požadovaného akustického tlaku, musíme si vypočítat hodnoty napětí, které budou vystupovat z jednotlivých částí atenuátoru – odporových děličů. Pro výpočet použijeme opět výše

uvedený vztah (5.17). Příklad výpočtu provedeme pro akustický tlak 70 dB. Hodnoty vypočítaných napětí jsou uvedeny v tabulce (tab.5.3):

$$U_{MAX(70\text{ dB})} = U_{MAX(98\text{ dB})} \cdot \frac{L_{70\text{ dB}}}{L_{98\text{ dB}}} = 0,707 \cdot \frac{70}{98} = 505\text{ mV}$$

L	U _{MAX}
[dB]	[mV]
80	577
70	505
60	432
50	361
40	288
30	216
20	144
10	72

Tab. 5.3: Vypočtené hodnoty výstupních napětí

Jak je vidět, tabulka (tab.5.3) neobsahuje hodnoty napětí pro 0 dB a -10 dB. Je to proto, že vztah (5.17), nemůžeme použít pro výpočet v případě, kdy by se ve vztahu počítalo s nulovými nebo zápornými hodnotami. K těmto hodnotám musíme přistupovat úplně odlišným způsobem. Akustický tlak o hodnotě 0 dB odpovídá prahu slyšení, přesto nějaký zvuk na výstupu dostaneme. Víme, že atmosférický tlak odpovídající prahu slyšení je $2 \cdot 10^{-5}$ Pa, ale neznáme atmosférický tlak, odpovídající hodnotě akustického tlaku 98 dB. Tento tlak získáme pomocí vztahu (2.1):

$$L_{dB} = 20 \cdot \log \frac{p_{98dB}}{p_{0dB}},$$

uvedený vztah převedeme do podoby, kdy budeme moci vypočítat tlak p :

$$p_{98dB} = 10^{(\frac{L_{dB}}{20} + \log p_{0dB})} = 10^{(\frac{98}{20} + \log 2 \cdot 10^{-5})} = 1,58866\text{ Pa}.$$

Pokud známe hodnotu atmosférického tlaku napětí při akustickém tlaku 98 dB a hodnotu atmosférického tlaku při hodnotě akustického tlaku 0 dB, můžeme pomocí vztahu pro přímou úměru vypočítat napětí, při akustickém tlaku 0 dB:

$$U_{MAX0dB} = \frac{U_{MAX98dB} \cdot p_{0dB}}{p_{98dB}} = \frac{0,707 \cdot 2 \cdot 10^{-5}}{1,58866} = 8,9\text{ }\mu\text{V}.$$

Stejným postupem vypočítáme hodnotu napětí pro akustický tlak -10 dB:

$$p_{-10dB} = 10^{(\frac{L_{dB}}{20} + \log p_{0dB})} = 10^{(\frac{-10}{20} + \log 2 \cdot 10^{-5})} = 6,32456 \cdot 10^{-5}\text{ Pa},$$

a následný přepočet pro napětí:

$$U_{MAX-10dB} = \frac{U_{MAX98dB} \cdot p_{-10dB}}{p_{98dB}} = \frac{0,707 \cdot 6,32456 \cdot 10^{-5}}{1,58866} = 2,815 \mu V.$$

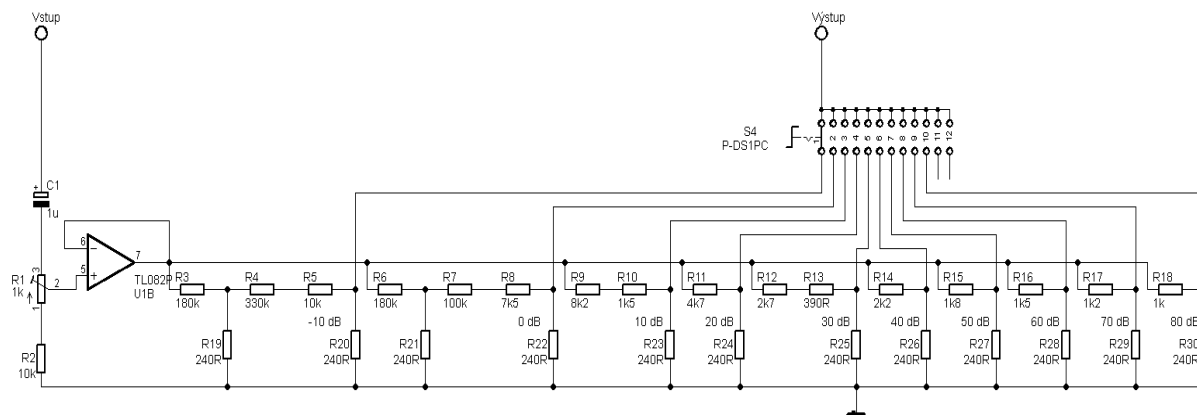
Získáme-li výše popsáním způsobem všechny potřebné hodnoty, můžeme přistoupit k samotnému návrhu atenuátoru.

Návrh atenuátoru

Na obrázku (Obr.5.18) je uvedeno navržené schéma atenuátoru skládající se z několika částí. První částí je dělič napětí, který se skládá z jednoho trimru a jednoho pevného odporu. Tento dělič je zde zapojený proto, abychom při pozdější kalibraci přístroje, mohli „doladit“ následující odporové děliče. Z generátoru čistých tónů, případně z generátoru šumu, získáváme napětí o amplitudě $U_{VST} = 3,3$ V. Pomocí vztahu pro odporový dělič (5.18) získáme hodnoty odporů v děliči:

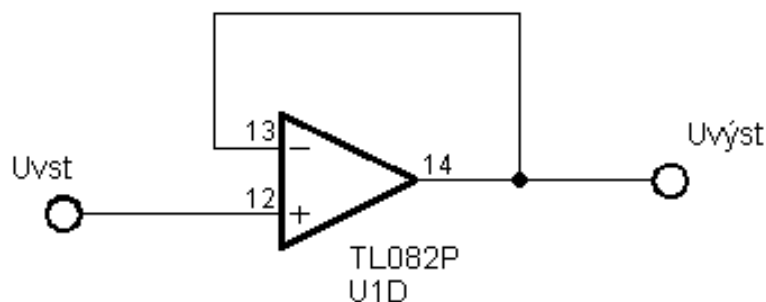
Hodnotu R_2 volíme: $R_2 = 10$ k Ω

$$R_1 = \frac{R_2 \cdot (U_{VST} - U_{VYST})}{U_{VYST}} = \frac{10000 \cdot (3,3 - 3)}{3} = 1$$
 k Ω



Obr. 5.18: Atenuátor

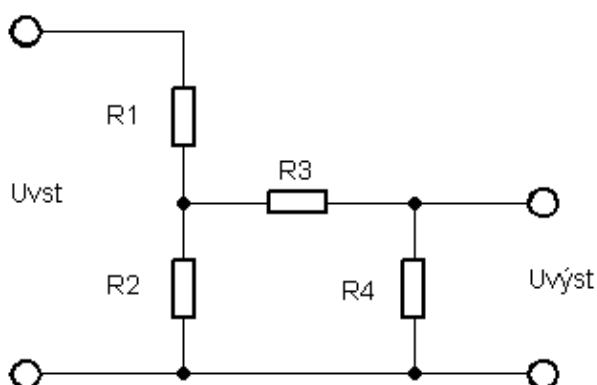
Další částí atenuátoru je tzv. **sledovač napětí**. Pomocí sledovače napětí impedančně přizpůsobíme velkou impedanci k malé, takže na jeho výstupu je stejné napětí jako na vstupu. Vstup má ovšem, podobně jako u neinvertujícího zesilovače, impedanci blízkou nekonečnu (reálně odpovídá vstupní impedanci samotného operačního zesilovače, která je ovšem typicky velmi vysoká 1 M Ω až 10 T Ω). Výstupní impedance je dána vlastnostmi použitého operačního zesilovače a je velmi nízká. Sledovač napětí se používá právě pro oddělení vysokoimpedančního vstupu a nízkoimpedančního výstupu. Jeho zapojení vidíme na obrázku (Obr.5.19).



Obr. 5.19: Sledovač napětí

Dále atenuátor obsahuje soustavu odporových děličů. Hodnoty odporů počítáme opět pomocí vztahu pro odporové děliče (5.18). Jenom u děličů pro akustický tlak 0dB a -10 dB použijeme modifikovaný vztah pro odporové děliče (5.19), protože hodnoty rezistorů by nabývaly takových hodnot, které se v běžné praxi nevyrábějí. Pro modifikaci vztahu převedeme obrázek (Obr.5.17) na soustavu dvou děličů za sebou (Obr.5.20) a odvodíme vztah:

$$U_{VYST} = U_{VST} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot \frac{R_4}{R_3 + R_4}. \quad (5.19)$$



Obr. 5.20: Modifikované zapojení odporového děliče

Vypočítané hodnoty rezistorů v odporových děličích vidíme v tabulce (tab.5.4). Pro výpočet jsme museli zvolit rezistory $R_{19} = R_{20} = R_{21} = R_{22} = R_{23} = R_{24} = R_{25} = R_{26} = R_{27} = R_{28} = R_{29} = R_{30} = 240 \, \Omega$. Opět musíme rezistory přizpůsobit výrobním řadám, nebo rezistory složit pomocí sériového zapojení.

L	R_1	$R_2 = R_4$	R_3
[dB]	[k Ω]	[Ω]	[k Ω]
-10	180	240	340
0	180	240	107,5
10	9,7	240	-
20	4,7	240	-
30	3,09	240	-
40	2,2	240	-
50	1,8	240	-
60	1,5	240	-
70	1,2	240	-
80	1	240	-

Tab. 5.4: Vypočtené hodnoty rezistorů odporových děličů attenuátoru

Přepínání úrovně akustického tlaku provádíme pomocí otočného přepínače P-DS1PC-1x12 (Obr. 5.21).



Obr. 5.21: Otočný přepínač P-DS1PC-1x12 (zdroj: [31])

5.2.7 Koncový zesilovač

Nízkofrekvenční zesilovač je poslední blok, který upravuje signál těsně před vstupem na sluchátka a ovlivňuje charakter zvukového vjemu. Úkolem koncového zesilovače je s co nejlepší účinností výkonově zesílit nízkofrekvenční signálové napětí. Pro přeměnu elektrického signálu na akustický je výkonové zesílení nutné, aby elektroakustický měnič (reproduktory, sluchátka) správně signál převedl.

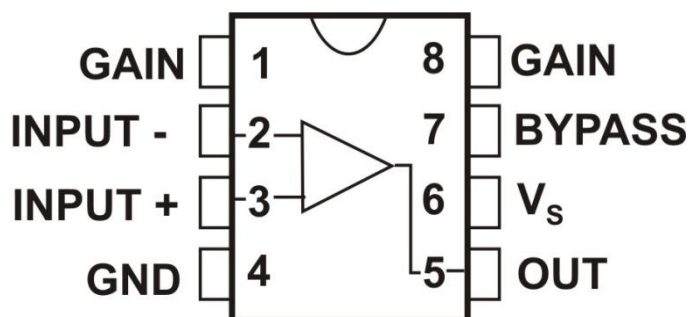
Podmínkou pro kvalitní výkonový zesilovač je, že jeho frekvenční charakteristika bude lineární - tzn. že v celém kmitočtovém rozsahu (20 Hz–20 kHz) bude mít konstantní výkon. Jako další požadavek je nízké minimální zkreslení a velký odstup cizích napětí. Ke konstrukci výkonových zesilovačů se používají výkonové integrované obvody, bipolární nebo unipolární tranzistory. Jako nejvýhodnější se pro konstrukci jeví zmiňované integrované obvody, protože

pro jejich správnou funkci je vyžadováno jen několik externích součástek. Jejich nevýhodou je malý vstupní výkon (kolem 100 W) při použití můstkového zapojení uvnitř integrovaného obvodu. Tato nevýhoda je patrná pouze u složitých reprodukováných soustav, kde výkon nestačí, a zesilovače se musí sériově nebo paralelně spojit, aby se výkon zvýšil. Pro naše potřeby však stačí pouze jednoduché zapojení, neboť výkon 100 W je pro naše účely zdaleka dostačující. Další z vlastností, kterou musíme zmínit, je účinnost. Čím je účinnost zesilovače vyšší, klesá ztrátový výkon, což značí výkon přeměněný v teplo. Takže účinností rozumíme poměr mezi výkonem dodaným napájecím napětím a výkonem odebraným zátěží.

Co se týká vnitřního zapojení, tak se příliš neliší od běžných operačních zesilovačů. Požadavky jsou nejvíce kladené na užitečný frekvenční rozsah a výkonové zesílení. Důležitou částí těchto zesilovačů jsou teplotní a přepět'ové ochrany, aby nedocházelo k velkým ztrátám výkonů, které vznikají v koncových tranzistorech a jejichž hodnoty nebývají zanedbatelné. Další z ochranných vlastností je možnost tepelné kompenzace, aby se vzrůstající okolní teplotou nedocházelo ke změnám v základních vlastnostech zesilovače. Teplotní kompenzace docílíme těsnou teplotní vazbou mezi polovodičovými prvky obvodu (diody, tranzistory).

Důležitým prvkem, který při návrhu nesmíme opomenout, je zjistit si hodnotu zkreslení, které zavádí tranzistor. Tato hodnota je udávána v každém katalogovém listu. Nelineární zkreslení je způsobeno tím, že tranzistory, ze kterých se integrovaný obvod skládá, potřebují určité napětí, aby se dostaly z nevodivého do vodivého stavu. Pokud je amplituda signálu přivedeného na zesilovač menší než výše zmíněné napětí, dochází k silnému nelineárnímu zkreslení. K odstranění tohoto nedostatku se mezi bázi a emitor tranzistorů přivádí malé předpětí, které pomáhá linearizovat pracovní charakteristiku v přechodové oblasti. Tedy přivedené předpětí by mělo být co nejkvalitněji zpracované, aby výsledné zkreslení bylo co nejmenší.

Jako koncový zesilovač jsem pro svůj návrh vybral integrovaný obvod LM386, jehož velkou výhodou je jednoduchost. Jde o integrovaný obvod, který je určený pro aplikace s nízkým napětím. Pro svoji funkci potřebuje jen minimální počet externích součástek a zavádí malé zkreslení. Jeho nevýhodou je šum, který, jak si ukážeme dále, lze malou úpravou zapojení odstranit. Nízké napájecí napětí umožňuje používat tento obvod i při použití bateriového napájení. Nejčastěji bývá využíván v zařízeních, jako jsou zesilovače pro AM a FM rádia, přenosné audio přehrávače, interkomy, televizní zvukové systémy nebo ultrazvuková zařízení.



Obr. 5.22: Rozložení vývodů IO LM 386 (zdroj: [29])

Na obrázku (Obr.5.22) vidíme rozložení vývodů na pouzdře DIL08 integrovaného obvodu LM386. Vývod 2 slouží k připojení na invertující vstup zesilovače a výstup 3 na neinvertující. Vývody 1 a 8 označené jako GAIN slouží k nastavení zesílení obvodu. K filtraci napájecího napětí slouží vývod 7 označený jako BYPASS (překlenutí). Obvod je určený pro nesymetrické napájení, zapojené tak, že na vývod 6 (V_S) přivedeme napětí a vývod 4 (GND) připojíme na zem. Výstupní vývod je vývod 5 (OUT).

Základní vlastnosti obvodu:

- napájecí napětí nesymetrické: min = 4 V; max = 12 V
- klidový proud: typ = 4 mA; max = 8 mA
- výstupní výkon: typ = 325 mW; min = 250 mW
- napěťový zisk: 26 dB; při připojení $C = 10\mu\text{F}$ mezi 1 a 8 až 46 dB
- šířka pásma: 300 kHz
- harmonické zkreslení (THD): 0,2%
- potlačení změny napáj. napětí: 50 dB
- vstupní odpor: 50 k Ω

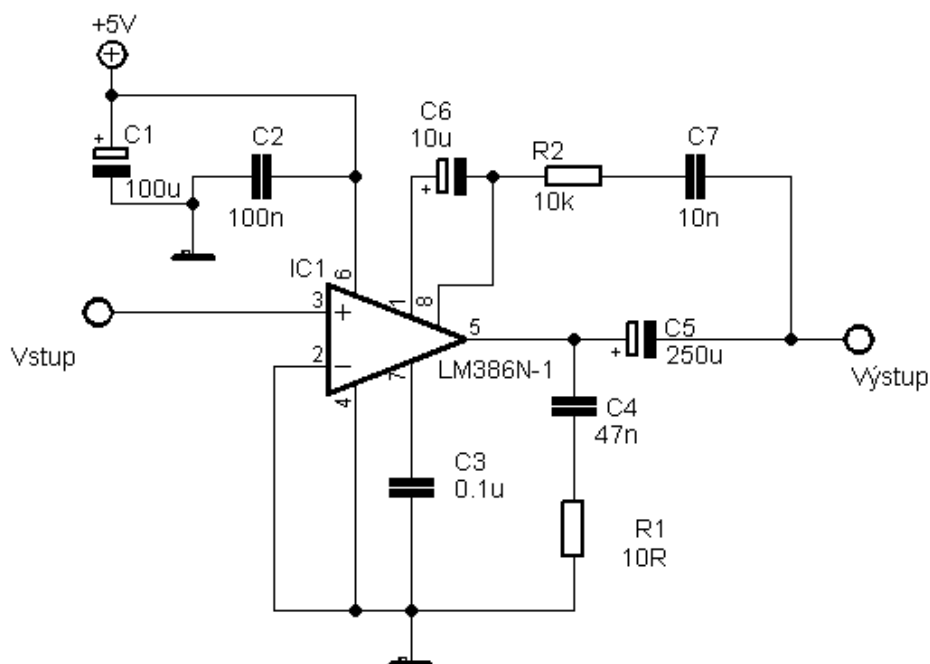
Z obrázku (Obr.5.23) je patrné zapojení koncového zesilovače. Zapojení je skoro stejné, liší se pouze malými úpravami, jako doporučené zapojení dané výrobcem [23]. Obvod budeme napájet nesymetrickým napětím $V_{CC} = 5\text{ V}$. Výrobce v zapojení využívá k regulaci hlasitosti potenciometr, v našem případě regulujeme hlasitost atenuátorem, který také nastaví citlivost zesilovače na vstupní signál a je stejnosměrně oddělen fóliovým kondenzátorem C_1 (Obr.5.18). Dále je signál přiveden na neinvertující vstup zesilovače. Invertující vstup je přiveden na zem. Pokud na výstup připojíme kondenzátor $C_5 = 250\text{ }\mu\text{F}$ je v podstatě hotové základní zapojení zesilovače s napěťovým ziskem 20 (26 dB).

Základní zapojení zesilovače je vhodné doplnit ještě některými prvky. Pro nastavení konečného zisku zesilovače (nastavení zesílení) připojíme mezi výstupy 1 a 8 kondenzátor o hodnotě $C_6 = 10\text{ }\mu\text{F}$, čímž zvýšíme zisk z 20 na 200 (z 26 dB na 46 dB). Pokud chceme hodnotu mít v rozmezí mezních hodnot zesílení, tak se ke kondenzátoru C_6 připojí do série rezistor (výrobce udává, že při připojení rezistoru 1k2 Ω , snížíme zisk na 50). Pro potlačení nestability zesilovače je na konci připojen tlumící člen (R_1 , C_4). Nestabilita zesilovače se projevuje hlavně na vyšších kmitočtech, protože na nich impedance zátěže rychle roste a zátěž by tím mohla ovlivnit charakter zpětnovazební smyčky. Pokud by se tlumící člen v zapojení nenacházel, mohlo by dojít k rozkmitání zesilovače (při zvyšování frekvence) a případně i k jeho zničení.

Ze zapojení je patrné, že na vývod 7 (BYPASS) je připojen kondenzátor $C_3 = 0,1\text{ }\mu\text{F}$. Je zde zapojen proto, aby blokoval vliv nestability napájecího napětí.

Velikou nevýhodou zesilovače je však šum. Abychom se šumu zbavili, provedeme malou úpravu zapojení. Nejprve je důležité, aby napájecí napětí bylo v rozsahu 4 až 6V, klesne sice výkon, ale výsledný zvukový vjem je daleko lepší. Druhou malou úpravou je zapojení sériového spojení kondenzátoru C_7 a rezistoru R_2 mezi pin 8 a výstup zesilovače. Zapojením zmíněných prvků zlepšíme zpětnou vazbu obvodu a šum snížíme téměř na minimum.

Jelikož jsem využíval zapojení doporučené výrobcem, většina hodnot součástek je převzata z katalogového listu. [23]

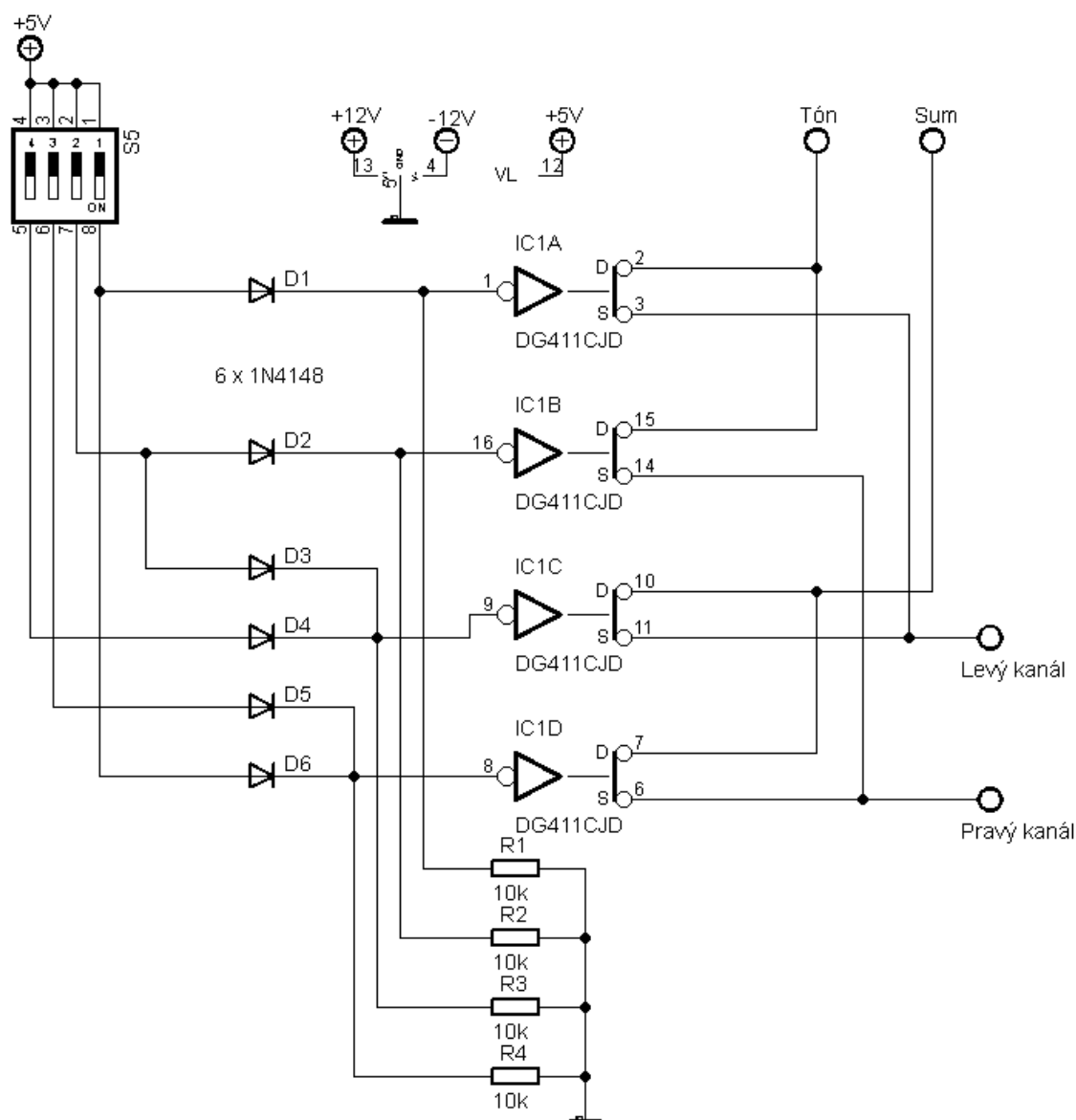


Obr. 5.23: Koncový zesilovač s IO LM386 v zapojení s napětovým ziskem 200

5.2.8 Přepínání kanálů

Protože výsledný zvuk musí být stereofonní, musí obvod obsahovat jak dva attenuátory, tak dva koncové zesilovače. Vzhledem k tomu, že využíváme maskování šumem, je nutné zajistit přepínání levého a pravého kanálu pro tón nebo šum. Přepínání kanálů vyřešíme následovně.

Na obrázku (Obr.5.24) je uvedeno schéma zapojení pro přepínání kanálů. Opět využijeme již známé analogové CMOS přepínače. Nyní si popíšeme funkci obvodu. Manuální přepínání provádíme mechanickým přepínačem DIP 04. Ten je připojen na napětí + 5V, které zajišťuje, že po přivedení na vstup některého ze čtyř spínačů, na něm bude log 1. Na vstupně/výstupní vývody D spínačů IC1A a IC1B přivedeme tónový signál a na vstupně/výstupní vývody D spínačů IC1C a IC1D šumový signál. Pro náš případ potřebujeme mít někdy aktivní jeden spínač a někdy dva spínače současně. Pokud tedy na manuálním přepínači přepneme přepínač 1 do polohy ON, aktivují se spínače IC1A a IC1B, tím pádem uslyšíme v levém reproduktoru sluchátka tón a do pravého je přiveden šum. Při přepnutí přepínače 2 do polohy ON nastane případ opačný. Manuální přepínače 3 a 4 slouží jen pro přivedení šumu do jednoho nebo druhého reproduktoru sluchátka pro případ použití kostního vibrátoru (přepínač 3 pravý kanál, přepínač 4 levý kanál).



Obr. 5.24: Obvod pro přepínání kanálů

Protože na některé spínače jsou přivedeny dva signály řídicí úrovně, mohlo by se stát, že by se do aktivního stavu mohli dostat spínače, které momentálně nepotřebujeme v sepnutém stavu. Je tedy nutné spínače od sebe oddělit. Pro účinné oddělení použijeme polovodičovou diodu 1N4148. Pro příklad uvedu jednu z možností. Pokud aktivuji manuálním přepínačem 4 analogový spínač IC1C, tak dioda D₂ bude v propustném stavu (je na ni přivedeno napětí +5 V). Dioda D₁ je ve stavu nepropustném, tak se na řídicím vstupu spínače IC1B log 1 neobjeví.

Ještě pro případ nenadálé události, jsou všechny řídicí vstupy přes rezistory R₁ až R₄ přivedeny na zem. Tím zajistíme, že v počátečním stavu budou spínače vždy uzavřeny.

5.2.9 Použitá sluchátka

Na sluchátka používaná pro audiometrii jsou kladeny vysoké požadavky. Používají se elektrodynamická sluchátka, která musí být uzavřená, a měniče musí vyzařovat zvuk směrem k uším. Musí velmi dobře tlumit hluk okolí. Někdy se používají tzv. vkládaná sluchátka, kde je zvuk veden ze speciálního sluchátka trubičkou do zvukovodu utěsněného průchozí zátkou z expandující pěny. Elektroakustickými požadavky jsou vysoká citlivost, malá odchylka úrovně mezi kanály, a musí být časově stálá.

Mnou navržený audiometr splňuje podmínky pro použití sluchátek **KOSS PRO4AAAT**. Sluchátka od firmy KOSS se při audiometrickém vyšetření často používají:

Základní parametry:

- kmitočtový rozsah: 10 – 25 000 Hz
- zkreslení: < 0.1 %
- citlivost: 98 dB SPL
- impedance: 250 Ω
- kabel: 2,5 m kroucený
- konektor: 3,5 mm jack stereo

Jednotlivé základní parametry si popíšeme:

Kmitočtový rozsah

Kmitočtový rozsah (nebo také šířka pásma) je dán frekvenční charakteristikou, která definuje závislost akustického tlaku na frekvenci. Krajiní hodnoty pásma jsou definovány tak, že pokud klesne citlivost (většinou pokles o -3 dB) znamená to, že se nacházíme v krajním bodě přenášeného pásma. Jednotkou šířky pásma je 1 Hz.

Zkreslení

Každé elektroakustické zařízení zavádí do signálu zkreslení. Zkreslení nemusí dodávat pouze sluchátka, ale i např. výše zmíněný zesilovač. Zkreslení udáváme pomocí tzv. činitele harmonického zkreslení, který vyjadřuje procentní podíl vyšších harmonických složek signálu k celému signálu. Vznik harmonického zkreslení je způsoben nelinearitou aktivních součástek. Nelinearity způsobují vznik vyšších harmonických složek vstupního signálu. Sudé harmonické složky nepůsobí tak rušivě jako liché. Nejnepříjemněji zní zkreslení třetí harmonickou - již zmíněné přechodové zkreslení, navíc se projevuje při velmi malých hlasitostech, a tak není ani maskováno signálem.[19]

U sluchátek, která používáme pro náš návrh, je zkreslení menší než 0,1 %, což je naprosto dostačující.

Charakteristická citlivost

Citlivost sluchátek určuje vyzářený akustický výkon (hladinu akustického tlaku) v ose vyzařování při daném příkonu - obvykle při příkonu 1 mW. Pro zjednodušení, citlivost u

sluchátek znamená, jaký akustický tlak se reprodukuje ze sluchátek, když na ně přivedeme výkon 1 mW.

Impedance

Jde o komplexní veličinu (obsahuje reálnou i imaginární složku) popisující zdánlivý odpor součástky a fázový posuv napětí proti proudu při průchodu harmonického střídavého elektrického proudu o dané frekvenci. Podobně jako elektrický odpor charakterizuje vlastnosti prvku pro stejnosměrný proud, impedance charakterizuje vlastnosti prvku pro střídavý proud. Impedance je základní vlastností, kterou potřebujeme znát pro analýzu střídavých elektrických obvodů. Jednotka impedance je shodná s jednotkou elektrického odporu, kterou je Ohm (Ω). Jde o poměr napětí a proudu. Na rozdíl od elektrického odporu, kde je napětí s proudem ve fázi, u impedance mohou být fázově posunuty. Pro zjednodušení impedance u sluchátek určuje, kolik elektrického proudu sluchátka odebírají. Přímě úměrně narůstá spotřeba se zvyšující se impedancí. Sluchátka se po připojení k audiometru chovají jako zátěž, jejíž hodnota je dána výrobcem a je neměnná.

5.2.10 Interkomunikační kanál

Interkomunikační kanál je samostatnou částí audiometru. Protože pacient se nachází v audiometrické komoře, která je akusticky oddělená od okolního prostředí, je nutné mít k dispozici obousměrný kanál, přes který se budou přenášet informace od pacienta k lékaři a naopak. Vyšetřující osoba má k dispozici mikrofon, kterým pomocí reproduktoru podává pacientovi v audiometrické komoře informace a pokyny pro správné vyšetření. Pacient při vyšetření musí dát najevo, že tón o určité frekvenci a intenzitě zaslechl, a k tomu slouží patientské tlačítko.

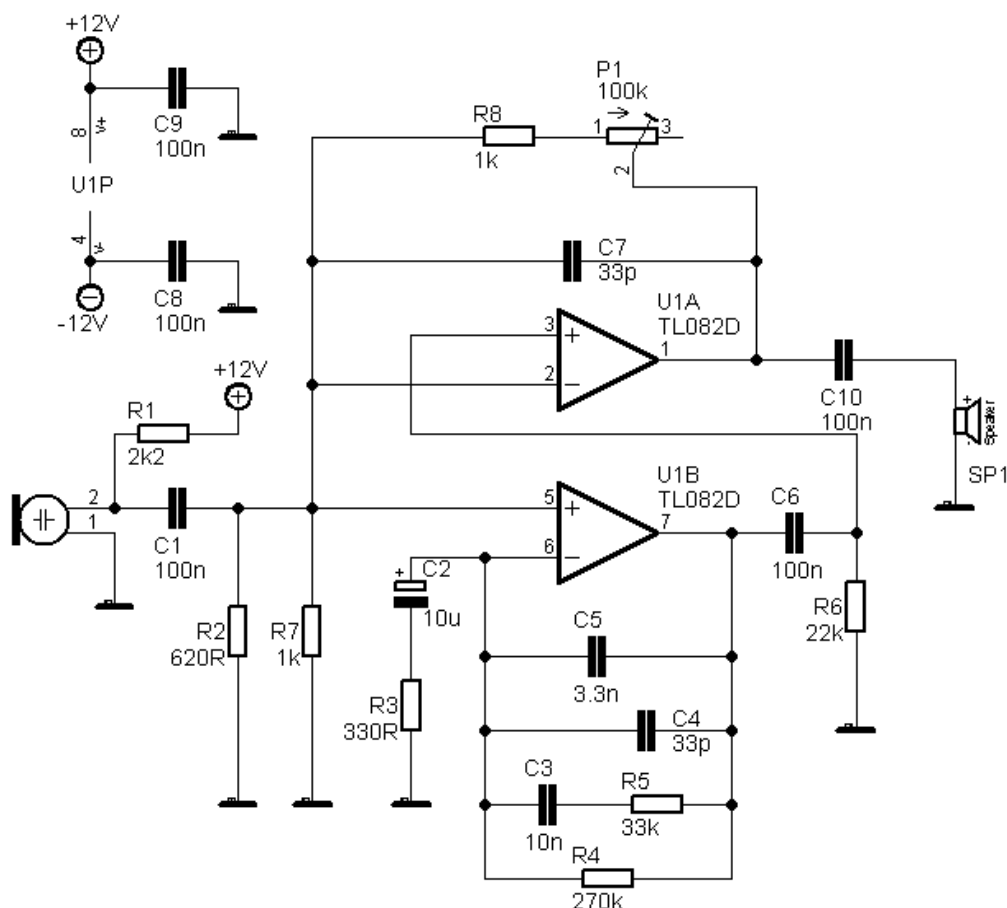
Nejprve si navrhne obvod, který potřebuje vyšetřující osoba, aby mohla komunikovat s pacientem. Tento obvod se dělí na tři části – mikrofon, zesilovač pro komunikaci s pacientem a reproduktor.

Mikrofon je zařízení pro přeměnu akustického signálu na signál elektrický. Mikrofonů se vyrábí celá řada, jsou vyráběny různými technologiemi (kondenzátorové, elektretové, uhlíkové atd.). Pro mou diplomovou práci zvolíme mikrofon elektretový. Elektretový mikrofon je typ kondenzátorového mikrofону, u něhož je elektrické pole, nezbytné pro funkci, vytvářeno elektretem. Elektret je nevodivá hmota, která je permanentně elektricky nabitá. V rytmu pohybu membrány, která je jednou z elektrod kondenzátoru, se mění kapacita kondenzátoru, a tím i napětí mezi deskami. Ukázku mikrofónu vidíme na obrázku (Obr. 5.25).



Obr. 5.25: Elektretový mikrofon Genius MIC 01A (zdroj: [32])

Změny napětí musejí být zpracovány zesilovačem. Schéma zesilovače vidíme na obrázku (Obr.5.26). Zapojení a hodnoty součástek jsou skoro stejné jako doporučené zapojení dané výrobcem [20]. Je to dvoustupňový nízkofrekvenční zesilovač s proměnným zesílením v druhém stupni.



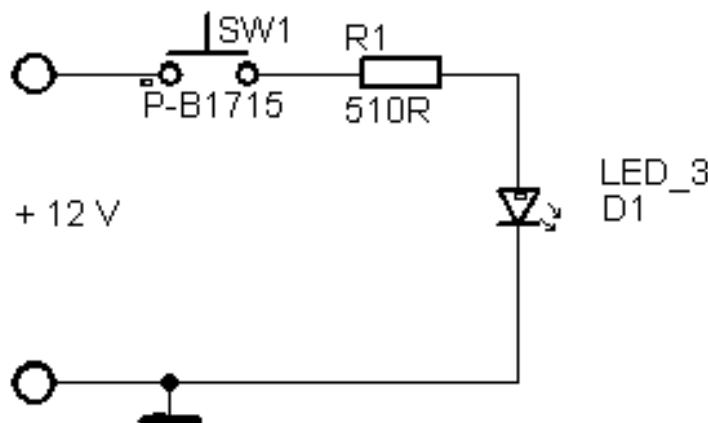
Obr. 5.26: Zesilovač pro komunikaci s pacientem

Mikrofon je napájen z kladné větve symetrického napájení přes rezistor R_1 . Signál z jeho výstupu je přes kondenzátor C_1 přiveden na neinvertující vstup operačního zesilovače U1B. R_2 plní funkci zátěže pro mikrofon. První stupeň je zapojen jako neinvertující zesilovač se zesílením přibližně 60, které určují součástky mezi jeho vstupem a zemí. Rezistor R_5 a kondenzátory C_3 , C_5 a C_2 upravují tvar přenosové charakteristiky zesilovače.

Po zesílení signálu v prvním stupni je signál veden přes kondenzátor C_6 do druhého operačního zesilovače. R_6 opět plní funkci zátěže pro předchozí stupeň. Rezistory R_7 a R_8 určují nejmenší zesílení druhého stupně, které se dá měnit změnou odporu potenciometru P_1 . Tímto způsobem lze regulovat zesílení druhého stupně v rozmezí 1–100, a tedy celého zesilovače v rozmezí 60–6000. Výsledný signál je přes kondenzátor C_{10} přiveden na výstup (reproduktor). Kondenzátory C_4 a C_7 s kapacitou 33 pF zabraňují rozkmitání zesilovače. Kondenzátory C_8 a C_9 jsou ve funkci blokovacích kondenzátorů napájecího napětí.[20]

Pacientské tlačítko je jednoduchý obvod, sloužící jako signalizační zařízení. Vyšetřovaná osoba pomocí tlačítka dává vyšetřující osobě znamení, že daný tón uslyšel. Princip je jednoduchý. Pacient má v ruce tlačítko a při zaznění tónu ho zmáčkne. Vyšetřující osoba

zaznamená rozsvícení diody na ovládacím panelu audiometru. Tento jednoduchý obvod vidíme na obrázku (Obr.5.27).



Obr. 5.27: Schéma signalizačního obvodu

Výpočet předřadného odporu provedeme podle následujícího vztahu:

$$R_1 = \frac{U_{NAP} - (n \cdot U_{LED})}{I_{LED}}, (viz. [21]) \quad (5.20)$$

, kde:

- U_{NAP} je napájecí napětí
- n je počet LED diod zapojených v sérii
- U_{LED} je napětí led diody (červená $U_{LED} = 1,8$ V)
- I_{LED} je proud LED diodou (obvykle 20 mA)

Po dosazení do (5.20) dostaneme hodnotu předřadného odporu:

$$R_1 = \frac{12 - (1 \cdot 1,8)}{0,02} = 510 \, \Omega.$$

Takovou hodnotu výrobní řady rezistorů poskytují.

5.3 NAPĚŤOVÝ ZDROJ

V této kapitole se budeme věnovat návrhu zdroje napětí. Pro naše účely použijeme síťový napájecí zdroj s těmito parametry:

- + 5 V/ 100 mA
- + 12 V/ 100 mA
- - 12 V/ 100 mA

Zdroj bude jištěn jak na primární straně, tak i na jednotlivých sekundárních vinutích transformátoru. Zapnutí zdroje bude signalizováno rozsvícením LED diody, která má svítit jedině tehdy, pokud bude na výstupu +12 V a -12 V.

5.3.1 Energetická rozvaha

Pro návrh je důležité si zjistit, zda udávané hodnoty proudu, které budou ze zdroje odebírány, jsou maximální. Proto potřebujeme znát proudový odběr všech použitých aktivních prvků. Jmenovité hodnoty jsou uvedeny v tabulkách (tab.5.5, tab.5.6, tab.5.7). Hodnoty získané z katalogových listů daných aktivních součástek ([25], [26], [27], [28], [29], [34], [35]) jsou hodnoty udávané jako maximální, aby vznikla určitá rezerva při odebírání proudu. Jedinou hodnotu, kterou nemáme zjištěnou z katalogových listů, je hodnota odebíraného proudu u akustického měniče, tedy sluchátka. Maximální hodnotu proudu protékajícího akustickým měničem spočítáme díky tomu, že známe maximální napětí, které můžeme na sluchátka připojit. Touto hodnotou je napětí, vypočtené v kapitole 5.2.5, $U_{MAX} = 577 \text{ mV}$. Při známé impedanci sluchátek můžeme použít vztah pro výpočet odebíraného proudu I_O :

$$I_O = \frac{U_{MAX}}{Z} = \frac{0,577}{250} = 2,31 \text{ mA} \quad (5.21)$$

Odebíraný proud zjišťujeme samostatně pro každou napájecí větev. Jmenovitě pro větve napájecího napětí +5V, +12V a -12V.

Větev +5V	
Integrovaný obvod	I_O
	[mA]
4x Analogové spínače	0,004
Zeilovač 2x LM386	16
stabilizátor 78L05	6
Celkový odběr	22,004

Tab. 5.5: Proud odebíraný větví +5 V

Větev +12 V	
Integrovaný obvod	I_O
	[mA]
Generátor čistých tónů XR2206	14
Genrátor šumu CA 3130	15
Omezovač napětí TL082	2,8
4x Analogové spínače	0,004
Pásmová propust 2x TL084	4,6
Sledovač napětí TL082	2,8
Sluchátka KOSS PRO4AAAT	2,31
Interkomunikační kanál - IO TL082	2,8
Větev +5 V	22,004
stabilizátor 7812	8
Celkový odběr	74,318

Tab. 5.5: Proud odebíraný větví +12 V

Větev - 12V	
Integrovaný obvod	I_o
	[mA]
Omezovač napětí TL082	2,8
4x Analogové spínače	0,004
Pásmová propust 2x TL084	4,6
Sledovač napětí TL082	2,8
Interkomunikační kanál - IO TL082	2,8
stabilizátor 79L12	6
Celkový odběr	19,004

Tab. 5.6: Proud odebíraný větví -12 V

Maximální proud, který můžeme odebírat z každé větve, je 100 mA. Jak je z předcházejících tabulek patrné, tento limit nebude překročen, a můžeme přejít k samotnému návrhu napěťového zdroje.

5.3.2 Návrh napěťového zdroje

Nejprve vybereme vhodný transformátor. Transformátor je měnič střídavého proudu, který umožňuje přenášet elektrickou energii z jednoho obvodu do jiného pomocí vzájemné elektromagnetické indukce. Používá se převážně pro přeměnu střídavého napětí nebo pro galvanické oddělení obvodů.

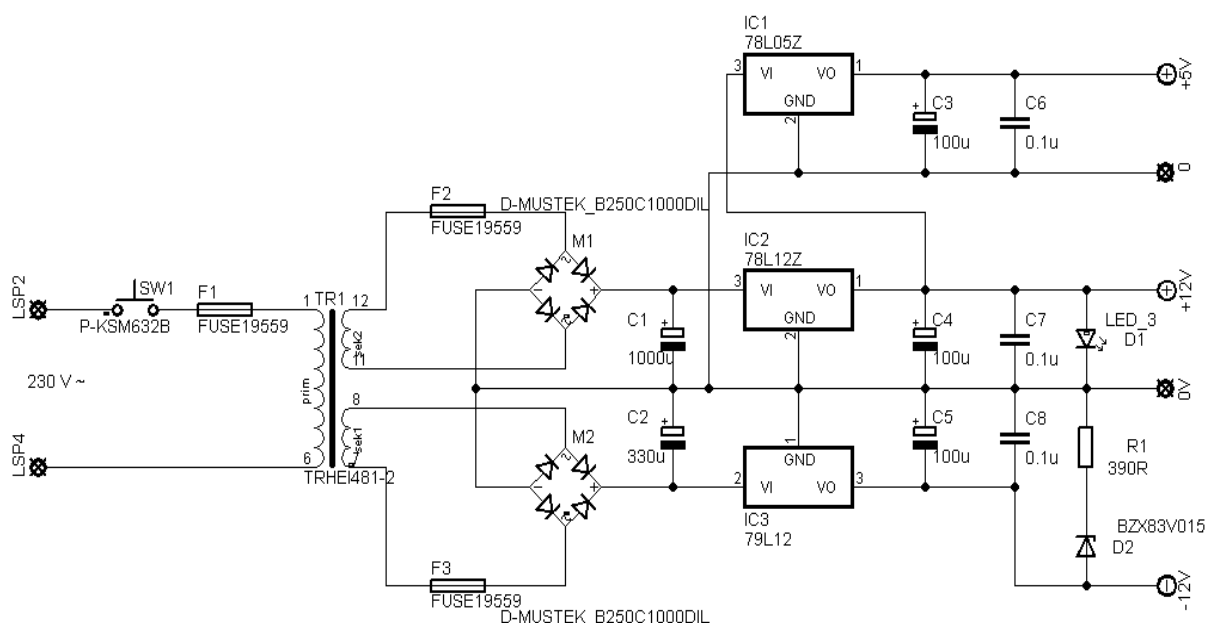
Pro náš napěťový zdroj jsem vybral transformátor vyrobený firmou **Elektrokov, a.s Znojmo**. Tato firma vyrábí transformátory přímo do přístrojů určených pro lékařské vyšetření.

Jednofázový transformátor EI E 2021 / 2

Je to jednofázový dvoukomorový transformátor v zalitém provedení se standardními plechy tvaru EI, který umožňuje převod napětí v rozmezí 1–1000 V v libovolné kombinaci. Krytí je provedeno ve třídě IP00 až IP54 podle způsobu provedení. Transformátor může být jištěn tepelnou pojistkou. Provedení pouzdra je VS, což znamená, že přívod je pomocí šňůry a vývodem je veden do svorkovnice a jeho výkon je 12 VA.[24]

Na obrázku (Obr.5.28) vidíme navržené schéma napěťového zdroje.

Zdroj je jištěn jak na primární straně, tak i na jednotlivých sekundárních vinutích transformátoru tepelnými pojistkami. Pro usměrnění střídavého proudu jsou použity dva usměrňovací můstky B250C1000DIL.



Obr. 5.28: Napěťový zdroj $\pm 12\text{ V}$ a $+5\text{ V}$

Úbytek napětí na stabilizátorech je $2,2\text{ V}$ a požadavek na výstupní napětí ze zdroje je 12 V . Tak minimální napětí vstupující do stabilizátoru musí být rovno:

$$U_{VSTmin} = U_{VSTstab} + U_{min} = 12 + 2,2 = 14,2\text{ V} \cong 14,5\text{ V}. \quad (5.22)$$

Napětí v síti není vždy 230 V , ale kolísá. Proto při výpočtu musíme zajistit, aby pokles napětí neovlivnil námi požadované výstupní napětí. Při výpočtu budeme uvažovat kolísání napětí 10% . Vstupní napětí při minimálním napětí sítě bude:

$$U_{VSTef} = \frac{U_{NAP} - 10\%}{P} = \frac{230 - 23}{15} = 13,8\text{ V}. \quad (5.23)$$

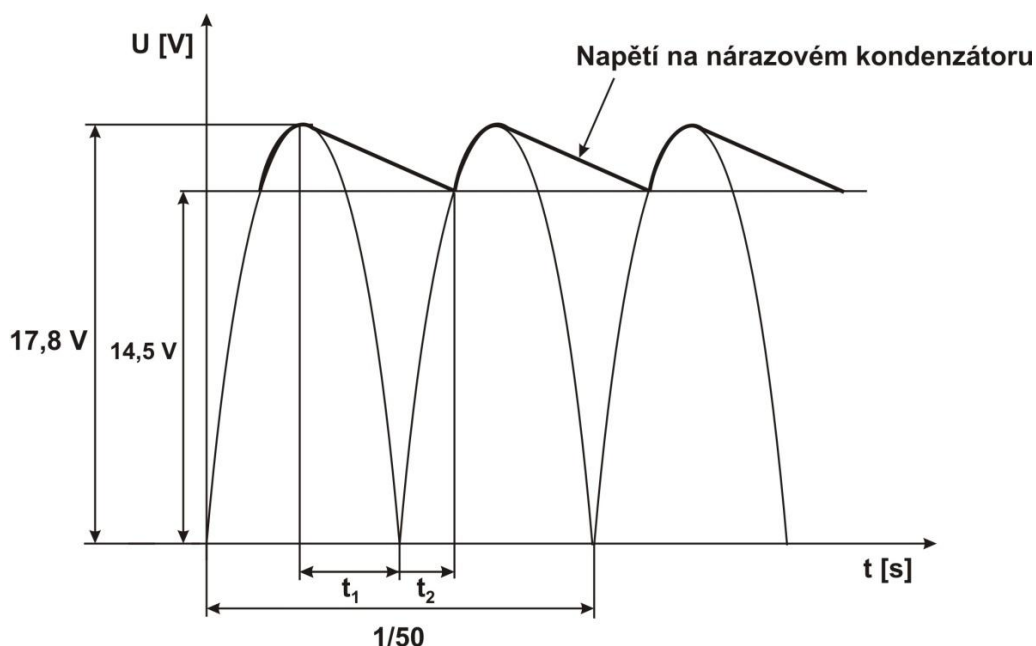
Napětí vyjádřené jako velikost amplitudy:

$$U_{VST} = U_{VSTef} \cdot \sqrt{2} \cong 19\text{ V}. \quad (5.24)$$

Další prvky, které ovlivňují napětí vystupující s transformátorem, jsou diody v usměrňovacích můstcích. Pro každou větev musíme uvažovat s úbytkem napětí na těchto diodách (úbytek napětí na jedné diodě je $0,6\text{ V}$):

$$U_{VST} = 19 - (2 \cdot 0,6) = 17,8\text{ V}. \quad (5.25)$$

Další hodnoty, které potřebujeme zjistit, jsou hodnoty nárazových kondenzátorů C_1 a C_2 . Pro lepší pochopení funkce nárazových kondenzátorů nám slouží následující obrázek (Obr.5.29).



Obr. 5.29: Průběh napětí na nárazovém kondenzátoru

Na obrázku (Obr. 5.29) vidíme průběh napětí, vystupující z usměrňovacích můstků. Pro naši potřebu je nutné, aby napětí vstupující do stabilizátorů napětí nekleslo pod úroveň $U_{VSTmin}=14,5$ V. Proto jsou zapojeny hned za usměrňovacími můstky nárazové kondenzátory C_1 a C_2 . Abychom mohli vypočítat hodnoty těchto kondenzátorů, musíme nejprve vypočítat základní hodnoty.

Časové konstanty t_1 a t_2 jsou konstanty, jejichž součet dává čas potřebný k vybití nárazového kondenzátoru. Časová konstanta t_1 odpovídá půlperiodě vstupního signálu. Z obrázku vidíme, že dvě periody výstupního napětí z usměrňovacích můstků mají časovou konstantu $1/50$ s. Z toho můžeme odvodit, že časová konstanta $t_1 = 1/200$ s. Časovou konstantu t_2 takhle lehce neodvodíme. Použijeme následující postup:

Poměr mezi amplitudou vystupujícího napětí z usměrňovacích můstků a minimálním požadovaným vstupním napětím stabilizátorů je:

$$\frac{U_{VSTmin}}{U_{VST}} = \frac{14,5}{17,8} = 0,8, \quad (5.26)$$

pro určení časové konstanty nám poslouží pomocná tabulka pro výpočet nárazového kondenzátoru (tab. 5.7). Pomocí výše vypočítaného poměru (5.26), který vyhledáme v tabulce (tab.5.7), zjistíme časovou konstantu t_2 . Protože tabulka je velmi rozsáhlá, vidíme zde jen její část pro nás potřebnou. Zvýrazněný řádek obsahuje pro nás důležité hodnoty.

Pro nás potřebná hodnota leží ve třetím sloupci tabulky. Časová konstanta t_2 odpovídá časovému úseku $3 \cdot 10^{-3}$ s. Celkový čas potřebný k vybití kondenzátoru je:

$$t = t_1 + t_2 = \frac{1}{200} + 3 \cdot 10^{-3} = 8 \cdot 10^{-3}. \quad (5.27)$$

Stupně	Sinus	Čas
51	0,7771	0,0028
52	0,7880	0,0029
53	0,7986	0,0029
54	0,8090	0,0030
55	0,8192	0,0031
56	0,8290	0,0031
57	0,9387	0,0032

Tab. 5.7: Část pomocné tabulky pro výpočet nárazového kondenzátoru

Pro výpočet hodnoty nárazového kondenzátoru vyjdeme ze vztahu pro výpočet napětí na tomto kondenzátoru. Napětí na nárazovém kondenzátoru je v našem případě rovno minimálnímu vstupnímu napětí U_{VSTmin} . Vztah pro výpočet napětí je:

$$U_{VSTmin} = U_{VST} \cdot e^{-\frac{t}{C_N R_Z}}, \quad (5.28)$$

kde C_N je námi požadovaná hodnota a R_Z je odpor zátěže. Odpor zátěže vypočítáme jako podíl požadovaného výstupního napětí a maximálního odebíraného proudu:

$$R_Z = \frac{U_{VSTmax}}{I_{Omax}}. \quad (5.29)$$

Výpočet nejprve provedeme pro kladnou větev napájecího zdroje. Protože na kladnou větev je připojena i větev napájecího napětí +5 V. Tak maximální proud procházející zátěží je $2I_Z$. Odpor zátěže R_{Zkl} pro kladnou větev je podle (5.29):

$$R_{Zkl} = \frac{U_{VSTmax}}{2 \cdot I_{Omax}} = \frac{12}{0,2} = 60 \, \Omega.$$

Vztah (5.28) upravíme do podoby vhodné pro výpočet kapacity nárazového kondenzátoru:

$$C_N = \frac{t}{R_Z \cdot \ln \frac{U_{VST}}{U_{VSTmin}}}. \quad (5.30)$$

Po dosazení do předcházejícího vztahu (5.29) získáme hodnotu kondenzátoru pro kladnou větev:

$$C_1 = \frac{8 \cdot 10^{-3}}{60 \cdot \ln \frac{17,8}{14,5}} = 6,5 \cdot 10^{-3} = 650 \, \mu F,$$

tato vypočítaná hodnota neodpovídá výrobním řadám, a proto volíme nejbližší vyšší hodnotu $C_1 = 1000 \mu\text{F}$.

Pro zápornou větev postupujeme stejným způsobem. Pouze se změní proud procházející zátěží na $I_Z = 100 \text{ mA}$.

$$R_{ZZáp} = \frac{U_{VYSTmax}}{I_{Omax}} = \frac{12}{0,1} = 120 \Omega,$$

$$C_2 = \frac{8 \cdot 10^{-3}}{120 \cdot \ln \frac{17,8}{14,5}} = 6,5 \cdot 10^{-3} = 325 \mu\text{F},$$

Podle katalogových hodnot volíme kondenzátor nejbližší vyšší $C_2 = 330 \mu\text{F}$.

Signalizační obvod

Signalizační obvod obsahuje tři prvky. LED diodu, předřadný odpor a Zenerovu diodu. Zenerova dioda je zde zapojena jako ochrana LED diody a její prahové napětí je $U_{ZD} = 15\text{V}$. Pro výpočet předřadného odporu použijeme vztah (5.20):

$$R_1 = \frac{U_{\check{s}-\check{s}} - U_{LED} - U_{ZD}}{I_{LED}} = \frac{24 - 1,8 - 15}{0,02} = 390 \Omega.$$

Stabilizátory napětí

Stabilizátor je součástka, která umožňuje stabilizovat výstupní napětí nebo proud při změně výstupního napětí, výstupního proudu nebo teploty okolí. Pro nás je důležitý stabilizátor napětí. Jeho úkolem je udržovat konstantní napětí na výstupu pokud se změní proud zátěží (změna odporu zátěže R_Z), nebo pokud dojde ke změně vstupního napětí.

V mé práci využívám tři stabilizátory napětí 78L05, 78L12 a 79L12. Číslo 78 označuje stabilizátory kladného napětí a 79 záporného napětí. Prostřední písmenko L značí, že maximální odebíraný proud může být 100 mA. Poslední dvojčíslí nám udává, na jakou hodnotu bude výstupní napětí stabilizováno.

Použité obrázky, schémata, tabulky a postup při návrhu napěťového zdroje byly převzaty z numerického cvičení předmětu **Diagnostika bio- a ekosystémů**. Přednášející osobou byl doc. Ing. Milan Chmelař. CSc.

6 ZÁVĚR

Audiometr pro audiometrii čistými tóny je přístroj, pomocí kterého zjišťujeme stav sluchu u pacienta. Metoda, kterou audiometr využívá, je subjektivní, takže nemůžeme s jistotou vědět, jestli jsou naměřené výsledky přesné z hlediska odpovědi pacienta. Pacient může např. z nějakého důvodu lhát, nebo nemůže být z nějakého jiného důvodu (např. duševní porucha) vyšetřen. V tomto případě nezbývá nic jiného, než pacienta podrobit některé z výše uvedených objektivních metod, u kterých už pacient přesnost záznamu ovlivnit jen tak nemůže.

Pomocí audiometrie nezjistíme pouze o kolik je sluch vyšetřovaného pacienta horší než sluch u normálně slyšících lidí, ale z audiogramu, což je záznam o vyšetření, můžeme vyčíst, jakou poruchou vyšetřovaný pacient trpí a zavést vhodnou terapii.

Mnou navržený audiometr obsahuje nejdůležitější součásti, které audiometr pro audiometrii čistými tóny potřebuje pro správnou funkci. Generátor čistých tónů generuje tóny sinusového průběhu, které pacient slyší či ne, a podle toho se vytváří záznam. Aby bylo měření přesné, musí audiometr obsahovat generátor šumu, který zajistí vyřazení nevyšetřovaného ucha, aby se do něho nepřenášel zvukový podnět přiváděný do ucha vyšetřovaného. Další bloky jako atenuátor, pomocí kterého nastavujeme hladinu akustického tlaku, a zesilovač, kterým zesilujeme zvukový podnět přiváděný do sluchátek, jsou nedílnou součástí audiometru. Pro komunikaci s vyšetřovanou osobou potřebujeme také obousměrný interkomunikační kanál, pomocí kterého nejen dává lékař pacientovi instrukce, ale také pacient dává lékaři informace o svém sluchu pomocí tlačítka. Nedílnou součástí audiometru musí být obvod, který zajišťuje, že nejvyšší přípustná hladina akustického tlaku bude rovna 80 dB.

Pro lepší pochopení dané problematiky jsem nejdříve návrh provedl blokově a principiálně popsal jeho funkci. V další části, jsem se již věnoval konkrétnímu návrhu jednotlivých bloků. Nejprve jsem vždy představil možnosti, jak daný problém vyřešit, a potom jednu možnost vybral a provedl podrobně návrh bloku. Jednotlivé dílčí bloky jsou přímo v textu a celkové schéma zapojení audiometru můžeme najít v PŘÍLOZE 1. Pokud jsem využíval funkci některých aktivních prvků nebo jiných složitých součástek, nastínil jsem jejich funkci a důvod proč je ve své práci využívám.

Jediná věc, která není v mé práci provedena, je návrh obvodu pro použití kostního vibrátoru. Návrh jsem neprovedl, protože neznám základní parametry kostních vibrátorů. Bez těchto parametrů je konečný návrh nemožný. V mém celkovém schématu je pouze vývod pro obvod kostního vibrátoru. Pokud by se vhodný obvod připojil, tak vyšetření by bylo možné, díky tomu, že maskovací šum lze interpretovat jak v levém tak i v pravém kanálu.

Seznam použité literatury

Knižní publikace:

- [1] NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. a kolektiv : *Medicínská biofyzika*, Grada, 2005
- [2] HYBÁŠEK, I.: *Ušní, nosní a krční lékařství* , GALÉN Praha 1999
- [3] ROZMAN, J. a kolektiv : *Elektronické přístroje v lékařství*, Academia, 2006
- [4] DYLEVSKÝ, I.: *Somatologie*, EPAVA, 2000
- [5] ZAČAL, P.: *Vliv včasné intervence na úspěch redukce sluchového postižení*. Brno , 2006. 41 s. , 8. příloh. Masarykova univerzita . Vedoucí bakalářské práce PhDr. Mgr. Ilona Fialová. Dostupný z WWW: <http://is.muni.cz/th/67813/pedf_b/bakalarka.pdf>.
- [6] ŠKUTKOVÁ, H. *Akustický generátor pro buzení evokovaných potenciálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 76 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.
- [7] PUNČOCHÁŘ, J. Operační zesilovače. BEN technická literatura, 5.vydání, Praha 2002
- [8] Amatérské RADIO . Generátor funkcí 1 s XR2206, Praha: Vydavatelství MAGNET – PRESS. 5/2009.

Internetové prameny:

- [9] VLACHOVÁ, M. *Fyzikální kabinet* [online]. 2006 [cit. 2010-05-15]. Letem akustickým světem. Dostupné z WWW: <<http://kabinet.fyzika.net/index.php>>.
- [10] BERNAT, P. *Akustika, vznik a šíření zvuku, frekvenční analýza a syntéza, sluchový vjem zvukového signálu* [online]. 2002 [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.anatomie-varhan.cz/texty/varhany/anatomie/pistaly_akustika.htm>
- [11] Citováno z: *INTERTON*. [online]. [cit. 2010-05-15]. Ucho. Dostupné z WWW: <<http://www.sla.cz/pg/doc/Xdoc?id=2485>>
- [12] Citováno z: *Gymnázium a Střední odborná škola pedagogická Znojmo*. [online]. [cit. 2010-05-15]. Sluchové ústrojí – ucho. Dostupné z WWW: <http://www.gymspgs.cz:5050/bio/sources/textbook_textbook.php?intSectionId=112600>.
- [13] ŠMÍD, M. *Gymnázium Na Vítězné pláni* [online]. 2008 [cit. 2010-05-15]. Smysly – sluch. Dostupné z WWW: <<http://www.gvp.cz/~smid/clovek/smysly/smysly-sluch.ppt>>.

- [14] Citováno z: *Interacustics*. [online]. 1996 [cit. 2010-05-15]. Audiometry – AC40 speech audiogram. Dostupné z WWW:
<http://www.interacoustics.dk/com_en/Products/Audiometers/AC40/Gallery/AC40_SpeechAudiogram.jpg>
- [15] File:Tympanometrie Schema1.svg In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 21. 5. 2009, 18. 1. 2010 [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW:
<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tympanometrie_Schema1.svg>.
- [16] EDWARD, Onusko. Tympanometry. *Clinton Memorial Hospital, Wilmington, Ohio* [online]. Listopad 2004, 9, [cit. 2010-05-15]. Dostupný z WWW:
<<http://www.aafp.org/afp/2004/1101/afp20041101p1713-f1.gif>>.
- [17] *Simplifiez-vous l'achat* [online]. 2010 [cit. 2010-05-15]. Appareil de dépistage néonatal Accuscreen TEOAE ABR. Dostupné z WWW:
<http://www.ugap.fr/images/produits/images/2010/02/accuscreen-avec-tetine-587313_900.jpg>.
- [18] %C5%A0umov%C3%BD gener%C3%A1tor#Druhy .C5.A1umov.C3.BDch gener.C3.A1tor.C5.AF In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 13.3.2009, 13.3.2009 [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW:
<http://cs.wikipedia.org/wiki/%C5%A0umov%C3%BD_gener%C3%A1tor#Druhy_.C5.A1umov.C3.BDch_gener.C3.A1tor.C5.AF>.
- [19] SEDLÁK, Josef . Zkreslení II - definice zkreslení. *Zesilovače* [online]. 24. 12. 2002, 2002122406, [cit. 2010-05-15]. Dostupný z WWW:
<<http://www.zesilovace.cz/view.php?cisloclanku=2002122406>>.
- [20] SEDLÁČEK, Petr. Mikrofonní předzesilovač. *Krakonošovy stránky* [online]. 2006, 200602, [cit. 2010-05-15]. Dostupný z WWW:
<http://www.volny.cz/ekrakonos/mikrof_zes1/cz_mikrof_zes1.htm>.
- [21] VANC, Radek. LED. *Elektronika a konstrukce-teorie, výpočty* [online]. 20.1.2009, 605, [cit. 2010-05-15]. Dostupný z WWW: <<http://pandatron.cz/?605&led>>. ISSN 1803-6007.
- [22] *Elektron chytrák* [online]. 2007 [cit. 2010-05-15]. Šumový generátor. Dostupné z WWW: <<http://www.elektron.chytrak.cz/sumovy.html>>.
- [23] Funkční generátor s XR2206. *Pandatron* [online]. 9.2.2010, 1247, [cit. 2010-05-15]. Dostupný z WWW:
<http://pandatron.cz/?1247&funkcni_generator_s_xr2206>. ISSN 1803-6007.
- [24] ŘEHÁK, Martin. *Rayer.cz* [online]. 13.12.2005 [cit. 2010-05-15]. Semestrální práce z ICZ - Generátor signálů na DSP . Dostupné z WWW:
<<http://rayer.ic.cz/elektro/semicz/semicz.htm>>.

Katalogové listy:

- [25] TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B, TL084, TL084A, TL084B: *JFET-INPUT Operational amplifiers*. [online]. Texas Instruments Incorporated 2005, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/texasinstruments/tl082.pdf>>
- [26] DG411, DG 412, DG413: *Monolithic Quad SPST, CMOS Analog Switches*. [online]. Intersil Corporation and its products 2004, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/intersil/fn3282.pdf>>
- [27] CA3130, CA3130A: *15MHz, BiMOS Operational Amplifier with MOSFET Input/CMOS Output*. [online]. Intersil Corporation and its products 2002, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/intersil/fn817.pdf>>
- [28] XR 2206: *Monolithic Function Generator*. [online]. EXAR Corporation 1972, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/exar/XR2206v103.pdf>>
- [29] LM386. *Low Voltage Audio Power Amplifier*. [online]. National Semiconductor 1994, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/DS006976.PDF>>
- [30] E 2021/2: *JEDNOFÁZOVÉ TRANSFORMÁTORŮ EI*. [online]. ELEKTROKOV, a. s. ZNOJMO - Závod ELEKTRO, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.elektrokov.cz/att/5%20EI%20zalite.pdf>>
- [31] P-DS1PC: *Přepínače otočné – list z katalogu GME*. [online]. GM Electronic, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/631/631-040/kgm.631-040.1.pdf>
- [32] Genius MIC-01A: Mikrofon, stojánkový, černý. [online]. PP Elektronik [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: http://www.ppelectronic.cz/zbozi/sluchatka-mikrofony/genius-mic-01a-stojankovy-cerny?utm_source=sklik&utm_medium=cpc&utm_campaign=sklik&gclid=CO6tIXn06ECFQZgZwodxEpoIw#popis>
- [33] DIP 07 : *Přepínače DIP – list z katalogu GME*. [online]. GM Electronics, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/632/632-025/kgm.632-025.1.pdf>
- [34] L78L00 SERIES: *Positive Voltage Regulators*. [online]. STMicroelectronics 1999, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/100651/STMICROELECTRONICS/L78L00.html>>
- [35] LM320L/LM79LXXAC/LM13121 Series: *3-Terminal Negative Regulators*. [online]. National Semiconductor 2002, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/nationalsemiconductor/LM79L12.pdf> >

Seznam zkratek

AM	Amplitudová modulace
AP	Akční potenciál
BYPASS	Překlenutí
CMOS	Complementary metal – oxide – semiconductor, technologie výroby tranzistorů
CPU	Mikroprocesor
D/A	Digitálně/Analogový převodník
DPOAE	Emise způsobené zkreslením ve sluchovém orgánu
D	Drain – výstup signálu
EEG	Elektroencefalograf
ERA	Electrical Response Audiometry – Elektrofyziologická metody objektivní audiometrie
FM	Frekvenční modulace
FSK	Frequency Shift Keying – frekvenšní klíčování
FFT	Fourierova transformace
HL	Hearing Level – relativní hladina akustického tlaku
IN	Vstup
JFET	Junction Field Effect Transistor - tranzistor řízený elektrickým polem
L	Levý kanál
MOSFET	Tranzistor, který je řízený polem
NF	Nízkofrekvenční
OUT	Výstup
P	Pravý kanál
PN	Přechod polovodičové diody
PP	Pásmová propust
S	Source – zdroj
SOAE	Spontánní emise
S/N	Poměr signál/šum
SP	Sumační potenciál
SPL	Sound Pressure Level - Absolutní hladina akustického tlaku
SW	Switch - spínač
Š	Šum
TEOAE	Tranzitorní evokované emise
THD	Činitel harmonického zkreslení

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Sluchové pole (zdroj:[9])	5
Obr. 2.2: Izofóny (zdroj: [10])	6
Obr. 3.1: Řez sluchovým orgánem (zdroj:[11])	7
Obr. 3.2: Převodní nitroušní kůstky (zdroj: [12])	8
Obr. 3.3: Řez hlemýžďem (zdroj: [13]).....	9
Obr. 4.1: Normální sluch (pravé ucho)	12
Obr. 4.2: Percepční porucha sluchu (pravé ucho).....	13
Obr. 4.3: Převodní porucha sluchu (levé ucho)	13
Obr. 4.4: Smíšená porucha sluchu (levé ucho)	14
Obr. 4.5: Řečový audiogram (zdroj: [14]).....	15
Obr. 4.6: Zjednodušené schéma sondy tympanometru (zdroj: [15]).....	16
Obr. 4.7: Tympanogram (zdroj: [16])	17
Obr. 4.8: Přístroj pro snímání TEOAE (zdroj: [17]).....	18
Obr. 4.9: Zjednodušené blokové schéma audiometru pro objektivní audiometrii (zdroj. [3])	19
Obr. 4.10: Elektrokochleogram (zdroj: [3]).....	20
Obr. 5.1: Blokové schéma.....	21
Obr. 5.2: Vnitřní blokové schéma obvodu XR-2206 (zdroj: [26])	23
Obr. 5.3: Určení hodnoty časovacího odporu (zdroj:[26])	24
Obr. 5.4: Zapojení generátoru čistých tónů s vnějšími pasivními součástkami	25
Obr. 5.5: Přepínač DIP 07 (zdroj: [33])	26
Obr. 5.6: Závislost amplitudy výstupního napětí na potenciometru P_1 (zdroj.[26])	27
Obr. 5.7: Základní zapojení generátoru šumu (zdroj:[18]).....	28
Obr. 5.8: Časový průběh širokopásmového šumu (zdroj: [24]).....	28
Obr. 5.9: Generátor bílého šumu.....	29
Obr. 5.10: Diodový oboustranný omezovač napětí	31
Obr. 5.11: Převodní charakteristika diodového omezovače (zdroj: [7])	32
Obr. 5.12: Přenosová charakteristika pásmové propusti (zdroj: [7])	34
Obr. 5.13: Pásmová propust 2.řádu Sallen-Key ($f_0=187,5$ Hz).....	35
Obr. 5.14: Rozložení vývodů IO TL084P (zdroj: [25])	36
Obr. 5.15: a) Vnitřní zapojení spínačů b) Rozložení výstupů na pouzdře IO (zdroj: [26]).....	38
Obr. 5.16: Převodní charakteristika sluchátek	39
Obr. 5.17: Odporový dělič	40
Obr. 5.18: Atenuátor.....	42
Obr. 5.19: Sledovač napětí.....	43
Obr. 5.20: Modifikované zapojení odporového děliče	43
Obr. 5.21: Otočný přepínač P-DS1PC-1x12 (zdroj: [31]).....	44
Obr. 5.22: Rozložení vývodů IO LM 386 (zdroj: [29])	45
Obr. 5.23: Koncový zesilovač s IO LM386 v zapojení s napětovým ziskem 200	47
Obr. 5.24: Obvod pro přepínání kanálů	48
Obr. 5.25: Elektretový mikrofón Genius MIC 01A (zdroj: [32]).....	50
Obr. 5.26: Zesilovač pro komunikaci s pacientem	51
Obr. 5.27: Schéma signalizačního obvodu	52
Obr. 5.28: Napětový zdroj ± 12 V a $+5$ V	55
Obr. 5.29: Průběh napětí na nárazovém kondenzátoru	56

Seznam tabulek

Tab. 5.1: Vypočtené hodnoty časovacích rezistorů	26
Tab. 5.2: Vypočtené hodnoty pasivních součástek pásmových propustí	37
Tab. 5.3: Vypočtené hodnoty výstupních napětí	41
Tab. 5.4: Vypočtené hodnoty rezistorů odporových děličů attenuátoru.....	44
Tab. 5.5: Proud odebíraný větví +5 V.....	53
Tab. 5.5: Proud odebíraný větví +12 V.....	53
Tab. 5.6: Proud odebíraný větví -12 V	54
Tab. 5.7: Část pomocné tabulky pro výpočet nárazového kondenzátoru	57

Seznam příloh

PŘÍLOHA 1	<i>Elektrické schéma audiometru pro audiometrii čistými tóny</i>
PŘÍLOHA 2	<i>Rozpiska součástek</i>